



Universidade de Brasília - UnB

Faculdade UnB Gama - FGA

Engenharia Eletrônica e Engenharia de Energia

Desenvolvimento e aplicação de técnicas matemáticas de modelagem, instrumentação e análise em sistemas biomédicos

Autores: Angélica Kathariny de Oliveira Alves
Fernanda Mayumi Guedes Fukuoka

Orientador: Prof. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury
Rosa

Brasília, DF

2019



Angélica Kathariny de Oliveira Alves
Fernanda Mayumi Guedes Fukuoka

Desenvolvimento e aplicação de técnicas matemáticas de modelagem, instrumentação e análise em sistemas biomédicos

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica e Engenharia de Energia da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica e Engenharia de Energia.

Universidade de Brasília - UnB

Faculdade UnB Gama - FGA

Orientador: Prof. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Coorientador: Me. Diogo de Oliveira Costa

Brasília, DF

2019

Angélica Kathariny de Oliveira Alves

Fernanda Mayumi Guedes Fukuoka

Desenvolvimento e aplicação de técnicas matemáticas de modelagem, instrumentação e análise em sistemas biomédicos/ Angélica Kathariny de Oliveira Alves
Fernanda Mayumi Guedes Fukuoka. – Brasília, DF, 2019-

66 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Prof. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA , 2019.

1. Sistemas Biomédicos. 2. Modelagem Matemática. I. Prof. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Desenvolvimento e aplicação de técnicas matemáticas de modelagem, instrumentação e análise em sistemas biomédicos

CDU 02:141:005.6

Angélica Kathariny de Oliveira Alves
Fernanda Mayumi Guedes Fukuoka

Desenvolvimento e aplicação de técnicas matemáticas de modelagem, instrumentação e análise em sistemas biomédicos

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica e Engenharia de Energia da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica e Engenharia de Energia.

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 02/07/2019:

**Prof. Dra. Suélia de Siqueira
Rodrigues Fleury Rosa**
Orientador

Me. Diogo de Oliveira Costa
Coorientador

Prof. Dr. Mário Fabrício Fleury Rosa
Membro Convidado

Ma. Sylvia Faria de Souza
Membro Convidado

Brasília, DF
2019

Este trabalho é dedicado às nossas famílias e aos nossos amigos que nos apoiaram ao longo da nossa jornada.

Agradecimentos

É chegado o fim de um ciclo de muitas risadas, choro, felicidade e frustrações. Agradecemos primeiramente a Deus por ter nos dado saúde e tranquilizado o nosso espírito nos momentos mais difíceis dessa trajetória acadêmica, que encheu nossos corações de luz e contribuiu com a nossa cumplicidade.

Queremos agradecer aos nossos pais pelo amor, incentivo e apoio incondicional. Obrigada por nos proporcionar nossa maior herança: conhecimento e sabedoria.

Aos mestres que contribuíram para a nossa formação profissional. Em especial, à Professora Suélia pela orientação, apoio e confiança. Ao nosso coorientador Diogo pela coorientação, apoio e paciência. Obrigada por sua incansável dedicação e por nos manter motivadas durante todo o processo. E aos autores dos artigos; Rebeca, Alexandre e Jackson; por nos permitirem utilizar seus trabalhos.

Aos nossos amigos que nos aguentaram todos esses anos e se tornaram parte da nossa família.

E a todos que direta ou indiretamente fizeram parte da nossa formação profissional e pessoal, o nosso muito obrigada.

*“Quando a vida te decepciona, qual é a solução? Continue a nadar!
Continue a nadar! Continue a nadar, nadar, nadar!
Para achar a solução, nadar, nadar!
(Dory, Procurando Nemo 2003)*

Resumo

A metodologia proposta nesse trabalho de conclusão de curso foi a incorporação de três grandes resultados desenvolvidos pelas autoras, em conjunto com outros autores. O primeiro artigo é a proposta de um modelo matemático utilizando a técnica de modelagem gráfica *Bond Graph* para o diagnóstico e tratamento do olho humano com retinopatia diabética. A validação da modelagem foi realizada no software MATLAB®, onde foram utilizados diferentes sinais de entrada (função degrau, função impulso) para simulação do comportamento dinâmico do olho com e sem o uso de bio lente de látex natural. Além disso a sensibilidade do sistema foi analisada com o uso do método de controle orgânico. Os resultados das simulações validaram o modelo proposto para o olho saudável e as alterações causadas pela retinopatia diabética. Por fim os autores concluíram que o uso da bio lente é eficaz no tratamento da retinopatia diabética. O segundo estudo trata do desenvolvimento de dispositivo de baixo custo para aquisição de sinal eletromiográfico. A técnica utilizada para aquisição do sinal foi a eletromiografia de superfície com eletrodos na disposição bipolar. O sinal adquirido passou pelos processos de amplificação, filtragem, amostragem e normalização. O estudo apontou como principal problema na aquisição a contaminação do sinal por ruídos do ambiente e artefatos mecânicos. O objetivo do estudo foi alcançado com a construção de um dispositivo de baixo custo capaz de capturar sinais com baixo nível de contaminação por ruídos. O último estudo apresentado nesse trabalho refere-se a instrumentação eletrônica de uma muleta *Lofstrand*. Na metodologia proposta foram posicionados sensores (magnetômetro, giroscópio, acelerômetro e FSR) na muleta para medir a força aplicada sobre ela pelo usuário e o ângulo entre a muleta e um eixo de origem. A principal contribuição do trabalho foi possibilitar a aquisição dessas variáveis durante o uso da muleta para avaliação da marcha do seu usuário. O objeto deste TCC foi aplicar os conhecimentos adquiridos ao longo dos anos de formação em três cenários de sistemas biomédicos.

Palavras-chaves: Sistemas biomédicos; Modelagem matemática; Instrumentação eletrônica; Engenharia;

Abstract

The methodology proposed in this course conclusion paper was the incorporation of three major results developed by the authors, together with other authors. The first article is the proposal of a mathematical model using the Bond Graph technique for the diagnosis and treatment of the human eye with diabetic retinopathy. Modeling validation was performed using the MATLAB® software, where different input signals (step function, impulse function) were used to simulate the dynamic behavior of the eye with and without the use of natural latex bio lens. In addition, the system sensitivity was analyzed using the organic control method. The results of the simulations validated the proposed model for the healthy eye and the changes caused by diabetic retinopathy. Finally, the authors concluded that the use of bio lens is effective in the treatment of diabetic retinopathy. The second study deals with the development of a low cost device for electromyographic signal acquisition. The technique used for signal acquisition was surface electromyography with electrodes in the bipolar array. The acquired signal went through the amplification, filtering, sampling and normalization processes. The study pointed as the main problem in the acquisition of signal contamination by environmental noise and mechanical artifacts. The study was achieved by building a low-cost device capable of capturing signals with low noise contamination. The last study presented in this section refers to the electronic instrumentation of a crutch Lofstrand. In the proposed methodology sensors (magnetometer, gyroscope, accelerometer and FSR) were positioned in the crutch to measure the force applied on it by the user and the angle between the crutch and an axis of origin. The main contribution of the work was to enable the acquisition of these variables during the use of the crutch to assess its user's gait. The object of this TCC was to apply the knowledge acquired over the years of training in three scenarios of biomedical systems.

Key-words: Biomedical systems; Mathematical modeling; Electronic instrumentation; Engineering.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Representation of the eye and its mechanical model. (a) A simplified schematic representation of the biological system (human eye); adapted from < https://genome.cshlp.org/content/14/8/1555/F1.expansion.html >; and its (b) rotational/translational model (obtained with the 20-sim software); along with its (c) analogous mechanical representation. . . .	24
Figura 2 – BG model of the rotational/translational mechanical analogue system of the human eye (Figure 1.c)	26
Figura 3 – Step response of the healthy eye simulation and of the DER eye simulation, showing DER eye instability in time, if compared to the healthy eye.	32
Figura 4 – Impulse response of the healthy eye simulation and of the DER eye simulation, showing DER eye instability in time, if compared to the healthy eye.	33
Figura 5 – System's responses to Step and Impulse functions plotted together. . .	34
Figura 6 – Bode Diagram representing the healthy eye (in black) and the DER eye (in blue) behaviours in magnitude (dB) and phase (degrees), respectively. The unhealthy system produces a worse reproduction of the input signal, having a high resonance peak and a sudden phase margin transition.	34
Figura 7 – Pole-Zero Map of the closed-loop healthy and unhealthy systems. . . .	35
Figura 8 – Root Locus representation of the SNE (healthy system) and SDRE (DER system), showing how the closed loop poles of the systems move on the Imaginary and Real axis.	36
Figura 9 – BSystem's responses to excitation from X_f (Equation 2.1).	37
Figura 10 – Conexões dos eletrodos em relação ao amplificador de instrumentação. O resistor R_1 conectado aos pinos 1 e 8 define o ganho da saída do amplificador	42
Figura 11 – Esquemático do filtro passa altas com frequência de corte a 17 Hz e do filtro passa baixas com frequência de corte 483 Hz. O ganho total do sinal após esses dois filtros é de 50 V/V ou 34 dB, lembrando que, esse ganho pode ser ajustado de acordo com a necessidade do usuário	43
Figura 12 – Circuito para ajuste de <i>offset</i> , onde uma tensão é somada ao sinal de saída para seu deslocamento	44
Figura 13 – Protótipo do circuito projetado, montado em placa de circuito impresso a fim de evitar interferências por ruídos ambientais	45

Figura 14 – O sinal em amarelo (superior) utilizou filtragem com amp-op indicado para filtros de sinais eletromiográficos OPA2604 fabricado pela <i>Texas Instruments</i> ® e o sinal em azul (inferior) é do circuito implementado utilizando o amp-op TL074 também fabricado pela <i>Texas Instruments</i> ®	46
Figura 15 – Sinal eletromiográfico dos bíceps do braço direito em repouso com iluminação do ambiente ligada (lado esquerdo) e desligada (lado direito)	47
Figura 16 – Sistema mecânico	51
Figura 17 – Fluxograma Eletrônico	52
Figura 18 – Circuito condicionador	52
Figura 19 – Gráfico Calibração	53
Figura 20 – Sensor BNO055 esquemático	54
Figura 21 – Placa de Circuito Impresso com os componentes em seu local de fixação na parte superior da muleta, próximo ao punho.	55
Figura 22 – Curvas	56
Figura 23 – Monitoramento dinâmico de força	57
Figura 24 – Referência dos eixos cartesianos para os ângulos de Euler.	58
Figura 25 – Monitoramento dinâmico de atitude	58

Lista de tabelas

Tabela 1 – The variables of the analogue system and its relations with the real biological system and respective causal representation with the Bond Graph elements.	27
Tabela 2 – Stability analysis using the Routh-Hurwitz criterion, with analysis in the first column of the table.	29
Tabela 3 – Data used to simulate a healthy and DER eye, for analysis the model propose.	31
Tabela 4 – Dados correlacionando amostra por força.	53

Lista de abreviaturas e siglas

BG	<i>Bond Graph</i>
UnB	Universidade de Brasília
FGA	Faculdade UnB Gama
FCE	Faculdade UnB Ceilândia
DER	<i>Diabetic Eye Retinopathy</i>
DM	<i>Diabetes Mellitus</i>
VA	<i>Visual Acuity</i>
HE	<i>Health Eye</i>
SNE	<i>Health System</i>
SDRE	<i>Diabetic Eye Retinopathy System</i>
DR	<i>Diabetic Retinopathy</i>
CEIS	<i>Economic and Industrial Complex in Health</i>
MS	<i>Ministry of Health</i>
CGEMS	<i>General Coordination of Equipment and Materials for Health Use</i>
DECHS	<i>Department of Industrial Complex and Innovation in Health</i>
SCTIE	<i>Secretary of Science, Technology and Strategic Inputs</i>
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
BioEngLab	Laboratório de Engenharia e Biomaterial
EMGS	Eletromiografia de Superfície
SEMG	<i>Surface Electromyography Technique</i>
EMG	Eletromiografia
INA	<i>Instrumentation Amplifier</i>
amp-op	Amplificador Operacional

CMRR	<i>Common-mode Rejection Ratio</i>
GPSAT	Grupo de Pesquisa sobre a Saúde de Amputados Transfemorais
FSR	<i>Force Sensing Resistor</i>
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IMU	<i>Inertial Measurement Unit</i>
I2C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
UART	<i>Universal Asynchronous Receiver-Transmitter</i>
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
MISO	<i>Master IN Slave OUT</i>
MOSI	<i>Master OUT Slave IN</i>
PID	<i>Proportional-Integral-Derivative</i>
PCI	Placa de circuito impresso

Sumário

1	INTRODUÇÃO	16
2	PROPOSAL AND ASSESSMENT OF A NEW MATHEMATICAL MODEL USING BOND GRAPH THEORY ...	18
2.1	Autores	18
2.2	Abstract	19
2.3	Introduction	20
2.4	Materials and Methods	22
2.4.1	Theoretical Foundations	22
2.4.2	Simplifying assumptions	23
2.4.3	Modelling Eye and Analogous Mechanical Systems	23
2.4.4	The position of Convergence and Divergence - (x_f)	25
2.4.5	Bond Graph Model	26
2.4.6	Results	26
2.4.7	Simulations	29
2.4.8	Discussion	35
2.4.9	Conclusions	38
2.4.10	Conflicts of Interest	39
2.4.11	Acknowledgment	39
3	DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE BAIXO CUSTO PARA AQUISIÇÃO DE SINAL ELETROMIOGRÁFICO	40
3.1	Autores	40
3.2	Resumo	40
3.3	Abstract	40
3.4	Introdução	41
3.5	Materiais e métodos	42
3.5.1	Resultados e discussão	44
3.5.2	Conclusão	46
3.5.3	Agradecimentos	47
4	ELECTRONIC INSTRUMENTATION IN LOFSTRAND: DYNAMIC FORCE AND ATTITUDE MONITORING	48
4.1	Autores	48
4.2	Abstract	48
4.3	Introdução	49

4.4	MATERIAIS E MÉTODOS	51
4.4.1	Processos de Fabricação	51
4.4.2	Projeto de Circuito Eletrônico	51
4.4.3	Calibração do FSR	52
4.4.4	Calibração do sensor IMU	54
4.4.5	Protocolo de Armazenamento de Dados	55
4.5	RESULTADOS E ANÁLISES	55
4.5.1	Circuito Eletrônico e Placa de Circuito Impresso (PCI)	55
4.5.2	Validação Experimental dos Dados de Força	56
4.5.3	Monitoramento Dinâmico de Força	57
4.5.4	Monitoramento Dinâmico de Atitude	57
4.6	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	59
5	CONCLUSÃO	61
	REFERÊNCIAS	62

1 Introdução

Na conclusão do estudo realizado por (SILVA et al., 2005), os autores destacaram que o profissional da engenharia deveria possuir uma abordagem multidisciplinar para que, com a integração de outras áreas do conhecimento (como ciências ambientais, sociais e humanas), seus projetos resultassem em trabalhos mais abrangentes e eficientes.

Em 2012, (LORENZETTI et al., 2012) disse que o setor da saúde tem sido sensível a utilização de conhecimentos da informática, uso de novos equipamentos e materiais como forma de incorporação tecnológica no setor, pra fins terapêuticos e de diagnósticos. A engenharia, por possuir área de atuação multidisciplinar, vem desempenhando papel importante no desenvolvimento dessas tecnologias, buscando aplicar conceitos de áreas como física, matemática e química, como proposto por (SILVA et al., 2005), em soluções aplicadas a área da saúde.

O livro *Medical Devices and Systems* aponta que o engenheiro que atua na área biomédica deve propor soluções que envolvam a modelagem, a simulação e o controle de sistemas biológicos. Além disso, também menciona técnicas de processamento de sinais biológicos e dispositivos para procedimentos de reabilitação (FREED et al., 2006).

Uma das principais ferramentas utilizadas na engenharia é a modelagem matemática de sistemas, que visa uma representação aproximada de um sistema real com o objetivo de analisar apenas algumas de suas características (AGUIRRE, 2004). Para o desenvolvimento de um modelo, em geral, são feitas considerações a fim de simplificar o sistema e restar apenas as variáveis que poderão afetar uma parte ou o sistema como um todo.

Bond Graph (BG) é uma técnica utilizada para representação gráfica do comportamento dinâmico de um sistema (FERNANDES, 2011). Com essa representação é possível determinar a equação que descreve o sistema e, a partir desta, realizar simulações do comportamento do sistema. Neste trabalho esta técnica foi utilizada, em conjunto com conhecimento das áreas de controle, mecânica e fisiologia humana, para criar modelos análogos aos biológicos.

O trabalho desenvolvido por (RIBAS et al., 2016) utiliza os conhecimentos de eletrônica e técnicas de processamento de sinais para propor sistema de baixo custo para a aquisição de sinais eletromiográficos. Além disso o dispositivo tem a proposta de ser não invasivo por utilizar a técnica de eletromiografia de superfície.

A engenharia também se faz presente na aquisição de dados que objetivam a melhoria de um determinado processo. Neste trabalho essa ideia foi utilizada na instrumentação

de uma muleta canadense, uma tecnologia assistiva utilizada para facilitar o deambular de pessoas com mobilidade reduzida. O objetivo do sensoramento desse dispositivo é coletar dados inerentes à marcha do usuário, como a força aplicada pelo usuário sobre a muleta. Uma possível aplicação para os dados coletados seria auxiliar profissionais da fisioterapia na análise do processo de reabilitação de um paciente.

Face ao exposto, o objetivo deste trabalho é apresentar três grandes resultados que fazem uso de técnicas de modelagem matemática e instrumentação em sistemas biomédicos para exemplificar a aplicação, em um contexto multidisciplinar, dos conhecimentos adquiridos pelas autoras ao longo da graduação em engenharia.

Os artigos acadêmicos apresentados nos capítulos dois, três e quatro foram desenvolvidos pelas autora em conjunto com outros autores com formação nas áreas de ciências da saúde e biológicas.

2 Proposal and assessment of a new mathematical model using Bond Graph Theory for diagnosing and treating the diabetic eye retinopathy: an increasing worldwide issue on health management

Artigo submetido ao *Journal of Diabetes Research* em 14 de fevereiro de 2019.

2.1 Autores

Rebeca H. M. Oliveira¹, Danilo S. Oliveira², Mário F. F. Rosa³, Jair T. Goulart⁴, Ludmila E. Santos¹, Marcos A. M. Fonseca¹, Mayla S. Silva¹, Carleide S. Moizinho¹, Glécia V. S. Luz¹, Giselle Z. S. Oliveira¹, Marília M. F. Gomes¹, Diogo O. Costa⁵, Aldira G. D. Dominguez⁶, Angélica K. O. Alves⁷, Breno A. S. M. Sousa⁸, Jaqueline R. Silva⁹ and Suélia S. R. F. Rosa².

¹Postgraduate Program in Biomedical Engineering, University of Brasília (UnB) at Gama - FGA, Brasília-DF, 72.444-240, Brazil. ludmila.evangelista@hotmail.com (ORCID: 0000-0003-2992-5747); marcos.fonseca2@gmail.com (ORCID: 0000-0001-9113-9005); rebeca.hannah.m.oliveira@gmail.com (ORCID: 0000-0001-72393462); mayla.s@hotmail.com (ORCID: 0000-0003-1962-3614); carleidester@gmail.com (ORCID: 0000-0001-5111-8138); gleciavs@gmail.com (ORCID:0000-0002-5385-6174); gisellezayra@gmail.com (ORCID: 0000-0002-1732-914X); mariliamfg@gmail.com (ORCID: 0000-0001-8584-9676).

² Biomedical Engineering Program, University of Brasília (UnB) at Gama - FGA, Brasília-DF, 72.444-240, Brazil. suelia@unb.br (ORCID: 0000-0002-1247-9050); unbdanilo@gmail.com (ORCID: 0000-0002-8271-5020).

³Postgraduate Technology and Health Program, University of Brasília (UnB) at Ceilândia - FCE, Brasília-DF, 72220-275, Brazil. mariorosafleury@gmail.com (ORCID: 0000-0002-4821-9007).

⁴Department of Physiological Sciences, Institute of Biology, University of Brasília – UnB at Darcy Ribeiro, Brasília-DF, 70910-900, Brazil. jair.goulart@unb.br (0000-0003-0737-1077).

⁵Master Degree from the Postgraduate Program in Eletronic Engineering and

Computing, Aeronautical Technical Institute, São José dos Campos-SP, 12.228-460, Brazil. costadiogo@unb.br (ORCID: 0000-0002-5949-4098).

⁶Course of Public Health, University of Brasília (UnB) at Ceilândia - FCE, Brasília-DF, 72220-275, Brazil. aldira@unb.br (ORCID: 0000-0002-6481-6055).

⁷laboratory of Engineering and Biomaterial, University of Brasilia (UnB) at Gama - FGA, Brasília-DF, 72.444-24⁶0, Brazil. angelica.kathariny@hotmail.com (ORCID: 0000-0003-0247-8051).

⁸Degree in Energy Engineering, University of Brasilia (UnB) at Gama - FGA, Brasília-DF, 72.444-240, Brazil. brenomarinhos@gmail.com (ORCID: 0000-0002-5649-0526).

⁹Postgraduate Program in Biology Animal, University of Brasília (UnB) at Darcy Ribeiro, Brasília-DF, 70910-900, Brazil. sol.jaque@gmail.com (ORCID: 0000-0002-6017-7057).

2.2 Abstract

Diabetes Mellitus is a metabolic dysfunction characterized by the reduced levels or complete absence of insulin production, which can lead to several complications, including vascular disease that affect limbs and organs like heart, brain and eyes. Vascular diseases are common in patients who present not well-controlled blood glucose levels, probably due to hyperglycemia-induced oxidative stress. The Diabetic Eye Retinopathy (DER) occurs when the vascular complications cause retinal ischemia that may trigger several alterations to the retinal tissue, impairing the patient's vision. Despite the DER importance in diabetic pathophysiology, the development of mathematical and physical models for DER prediction and diagnosis have not been well addressed in the current literature. In this work we developed a simple representative mathematical model (with state-space representation) for analysis of the eye's components' dynamics and performed virtual comparative simulations of the eye with and without DER, using a natural latex lens for treatment. The model is based on the Bond Graph Theory, and it was validated with MATLAB®. The sensitivity of the system was analysed with the organic control method. A control analysis was performed for different inputs (Step function, Impulse Function) and a variance of 10 times and 100 times on the mechanical system's coefficient values was introduced, for comparison between the eye conditions studied. Our results show that the proposed BG model produced valid inspection of a biological eye model in healthy state and under the altering conditions noticed in DER. Stability and instability were reported by our mathematical models and the influence of the ocular organic controller (bio lens) was reviewed. The bio lens was evaluated on how it affects the DER condition, and the mathematical model and simulations here proposed corroborate with

its efficiency on treating the disease.

Key words: Diabetic Eye Retinopathy; Diabetes; Simulation; Mathematical Model.

2.3 Introduction

Patients with *Diabetes Mellitus* (DM) type I and II are subject to developing complications due to chronic diseases, such as the diabetic eye disease, which causes hurdles like diabetic retinopathy (DER) (WONG T. Y. AND CHEUNG et al., 2016) (TING; CHEUNG; WONG, 2016) (RASK-MADSEN; KING, 2013). Statistics show that the DER is one of the most important cause of vision loss, accounting to around 5% of blindness cases around the world (WONG T. Y. AND CHEUNG et al., 2016) (TING; CHEUNG; WONG, 2016). The DER is caused by changes in the blood vessels of the retina (light-sensitive tissue localized at the back of the eye) with microvascular alterations that lead to retinal ischemia, retinal permeability, retinal neovascularization and macular edema (WONG T. Y. AND CHEUNG et al., 2016) (RASK-MADSEN; KING, 2013). All these alterations contribute to the impairment of the diabetic patient's vision.

The current impact of DER on public health cannot be underestimated. The costs in this case are not limited to medical treatment and prevention, but split between health-care expenses and direct economic impact through lost productivity, as DER is the major cause of vision impairment in the economically active population (WONG T. Y. AND CHEUNG et al., 2016) (TING; CHEUNG; WONG, 2016). Therefore, there is a great scientific and economic appeal for new studies that improve the understanding of DER pathophysiology.

Wilkinson et al. (2003) (WILKINSON et al., 2003) reviewed the clinical classification of DER based on observation of the ocular fundus/retinography, where the degree of disease severity is determined by the presence and amount of microaneurysms or haemorrhages. When new vessels appear (neovascularization), the disease is classified as proliferative DER, which, depending on the location of the new vessels, may be high or low risk. The presence of apparent thickening of the retina or rigid exudate is classified as macular edema.

Obtaining physical parameters of the eye makes it possible to investigate existing lesions as described in the classification of the disease. The physical parameters related to DER, such as the diameter and shape of the ocular body, can provide a model that allows us to quantify the disease severity degree (FADAFEN; MEHRSHAD; RAZAVI, 2018). In addition, it is possible to generate a three-dimensional model to determine the connection between the physical parameters and the disease severity (NEJAD; FOSTER; GONGAL, 2014).

Within the general modelling techniques, according to Gawthrop (1998) (GAWTHROP, 1998), it is necessary to find mechanisms that allow the construction of models that use concepts of theoretical and empirical modelling (grey box). In this study, we propose the use of the Bond graph theory to represent physiological systems as a model of retinopathy, using parameters related to ocular vessels and pressure, developing a mechanism of pre-diagnosis (ROSA et al., 2013) (MARTIN; SCHOVANEC, 1998) (FAGIANO; KHAMMASH, 2012).

The Bond Graph theory is a unified representation of dynamical systems in which the elements interact with each other through doors, allocated within the system, where the exchange of energy occurs (COLÓN et al., 2015) (AGUIRRE, 2004). The methodology to obtain the model via Bond Graph tool can be set in three steps: specify the analogue system based on a real physiological model; determine energy domains; and set hypothesis simplification as well as input and output variables of the system (KARNOPP; MARGOLIS; ROSENBERG, 2012) (ROSA; ALTOÉ, 2013) (CHATTI et al., 2014) (SANCHEZ; MEDINA, 2014).

Bond Graphs present advantages if compared to Block Diagrams, due to four main characteristics: Bond Graphs are acausal (equation based with causality determined after modelling), compact, energy conserving (following the laws of physics) and composed of reusable subsystems (ROSA et al., 2013) (FAGIANO; KHAMMASH, 2012) (GAWTHROP; BEVAN, 2007). These particularities are advantageous for the model used when representing biological systems such as the one proposed in this work (RIBEIRO; RODRIGUES; BRASIL, 2013).

Mechanical (translational) models analogous to the biological system (ROSA et al., 2013) (FAGIANO; KHAMMASH, 2012) (RIBEIRO; RODRIGUES; BRASIL, 2013) are then presented in two distinct situations, namely: i) the human eye by means of a rotational and translational mechanical movement system specifically under the focus of retina to investigate dysfunctional state establishment; ii) evaluation of the ocular dynamics with DM through the luminous stimulus; and iii) evaluation of the inclusion of an organic controller, such as natural latex membranes, as a way to change the system dynamic by regulating its inertial mass in order to ameliorate the DER. Natural latex membranes have shown positive outcomes in the treatment of eye disorders such as amblyopia (RIBEIRO; RODRIGUES; BRASIL, 2013) (RIBEIRO et al., 2017).

In this work we presented a dynamic analysis of a bioinspired model for DER. Our objectives were to use the proposed model to evaluate how DER-induced retinal deformation and neovascularization could lead to dynamic errors during retina's movements of convergence and divergence, and if these errors might be corrected through a mechanical intervention using natural latex membranes. The obtained description might be important for diagnosis and therapy, indicating the possibility of using a customized external element for refraction correction.

With the objective of combining the potential of mathematical modelling and dynamic analysis of complex non-linear systems with a proposal of a passive controller for an epidemiological system, new answers and data were sought, applying the Bond Graph modelling method, performing an analysis of the dynamics of the system. We believe that the initial results of this study allow for a better view of the mechanical aetiology of the human eye and promote a supplementary suggestion of treatment for Diabetic Retinopathy by the Optometrist.

Specifically, the technical contributions presented in this paper are based on presenting an analysis of the DER as an input signal from the diabetic eye system, which has a simple mechanical analogue system. In the first approach, we present the mathematical modelling, based on a spring-mass-damping system (section 3). As a second approach, we show the dynamics of the elements of the eye with the disease through the amplitudes of the signals and the representation in state space, relating the desired parameters to the disease. The third approach makes explicit the concept of organic controller linked to the idea of performing an intervention on the DER. Finally, the last approach denotes the sensitivity of the system through an analysis of the system by the method of organic control (section 4).

Deep analysis of these approaches provides a greater understanding of the complex interaction process between the eye with DM assistive elements and the environment, which the authors deem essential to therapeutic advances in the treatment.

2.4 Materials and Methods

2.4.1 Theoretical Foundations

These distortions promote structural and morphological changes in the retina leading to alteration in the mechanical properties of the organ, which can be evaluated as a complex bioinspired system (NEJAD; FOSTER; GONGAL, 2014) (GAWTHROP, 1998) (COLÓN et al., 2015).

As possible mathematical strategies, the general representation adopted is a rotational-translational mechanical system - inertial mass-spring system and mass with friction. Thus, the model proposed in this article is based on the dynamic analysis and the perception of all processes of mechanical changes equivalent to the presence of DER to promote the recognition and understanding of the dynamics of ocular movement with the presence of the disease in a simplified way. Therefore, the methodology adopted in this study can be defined in 3 steps: a) definition of simplifying hypotheses; b) specification of mechanical systems analogous to the real system and c) specification of the mechanical analogous system that represents the inclusion of the organic controller.

2.4.2 Simplifying assumptions

Some considerations have been assumed in our mathematical modelling as a strategy to minimize complexity and better understand the interrelationships between the parameters:

- i) A concentrated parameters model was used, which means that structures like iris, ciliary body, cornea, pupil, aqueous humour, ciliary muscle, and posterior chamber have been considered as one region with standardized physical parameters.
- ii) The developed models are only an approximate representation, i.e., there is no single model of the system, but rather a family of models with varying features and performances.
- iii) The models have been isolated from the environment for analysis, presenting symmetry, and pupil dilation is constant.
- iv) The models are composed of concentrated parameters with static regions and without relevant volumetric changes. The model of tear film is continuously steady.
- v) The blood vessels are considered similar, without relevant divergences among them.

2.4.3 Modelling Eye and Analogous Mechanical Systems

The human eye is a complex optical structure sensitive to wavelengths between 380 and 760 nm composed by tear film, cornea, pupil, iris, ciliary body, crystalline lens, vitreous gel, macula, retina and optical nerve. The tear film-cornea interface and the crystalline lens are the major refractive components in the eye and act together as a compound lens to project an inverted image onto the light-sensitive retina. From the retina, the electrical signals are transmitted to the visual cortex via the optic nerve (VERA-DÍAZ; DOBLE, 2012).

According to our approach, the eye is composed of three layers which can be classified as external, intermediate and internal. The external layer weights 7.5 g and is formed by the cornea - transparent part of the eye that functions as a lens - and the sclera - the white part of the eyeball. The cornea is a tissue composed by five layers, an overlying epithelium beneath which there is a fibrous meshwork called Bowman's layer (MEEK; KNUPP, 2015). The tissue is constituted by collagen fibres, avascularity and an effective endothelial pump. The cornea in the adults typically measures 10.5 mm vertically and 11.5 mm horizontally and its thickness increases from its centre (about 530 μm) to its edges (about 650 μm) (VERA-DÍAZ; DOBLE, 2012) (DELMONTE; KIM, 2011).

The intermediate layer comprises the iris, the choroid and the ciliary body. The iris is an organ of the eye located between the cornea and the crystalline lens, fully immersed

in aqueous humour (BORRÁS, 2014). The crystalline lens is held behind the iris by thin yet strong ligaments, zonules of Zinn, attached to the ciliary body. The crystalline lens is flexible and may change its shape using the mechanism of accommodation, by adjusting the ciliary muscle so that the images may be more accurately focused on the retina. It has an ellipsoidal, biconvex shape with the posterior surface being more curved than the anterior. The crystalline lens is typically 10 mm in diameter and has a thickness of approximately 4 mm, although its size and shape change during accommodation, and it continues to grow throughout a person's lifetime.

The internal or nervous layer contains the retina, where is the macula with fovea as the very centre. At the fovea the cone photoreceptors have the smallest diameter (1.9-3.4 μm), the highest average density (199,000 cones per mm^2) and the eye has the highest resolution (visual acuity, VA) (CURCIO; ALLEN, 1990).

We have based our modelling of the human eye on the description of a simplified structure; thus, surrounding and functional elements were eliminated for the analysis of mass variation. The results obtained by Oliveira, Rosa and Noletto (2015) (OLIVEIRA; ROSA; NOLETO, 2015) examining the extraocular muscles and their movements enabled us to correlate the mechanical aetiology of DM with the possibility of varying the mass of the eye using lenses. Thus, we were able to evaluate the impact of such effect on the dynamics of the system. Figure 1 shows a schematic representation of the eye parts and its convergence and divergence movements.

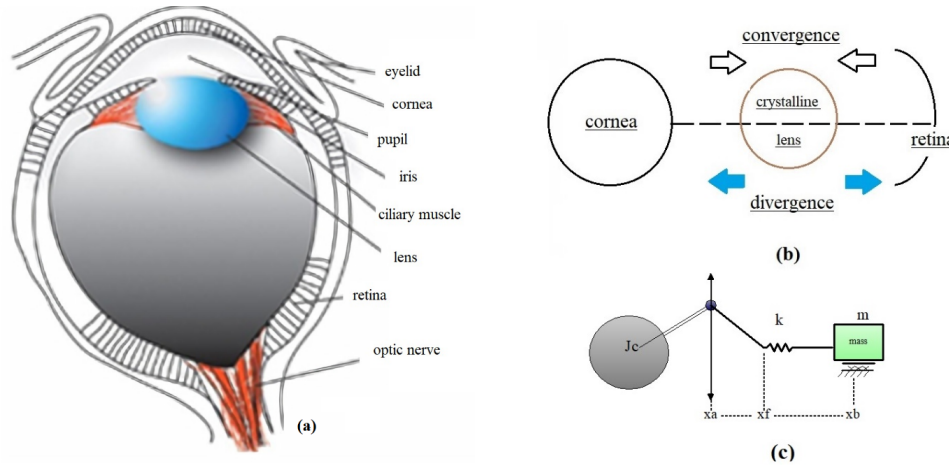


Figura 1 – Representation of the eye and its mechanical model. (a) A simplified schematic representation of the biological system (human eye); adapted from <<https://genome.cshlp.org/content/14/8/1555/F1.expansion.html>>; and its (b) rotational/translational model (obtained with the 20-sim software); along with its (c) analogous mechanical representation.

2.4.4 The position of Convergence and Divergence - (x_f)

In the analysis proposed for the movements of convergence or divergence of the eye structure, our goal is to present how the DER changes the movement described. Let us consider that in the moving point - where the transformation of the rotational to translational movement occurs - the position x_f is obtained by the following equation, based on its free-body diagram equivalent. This proposed equation was used as input at the point of transition from rotational to translational movement allowing the evaluation of the signal loss associated to the retinopathy. According to the free-body diagram, the forces acting on the system of Figure 1 at the transformation point are:

$$F_k = F_i + F_b \quad (2.1)$$

$$F_b = b\dot{x} \quad (2.2)$$

$$F_i = m\ddot{x}_b \quad (2.3)$$

$$F_k = k(x_f - x_a) + k(x_f - x_b) \quad (2.4)$$

Carrying out the substitutions we have to:

$$x_f = \frac{1}{2} \left(\frac{m\ddot{x}_b + \dot{x}_b}{k} + x_a + x_b \right) \quad (2.5)$$

By means of simple trigonometric relations we have:

$$x_a = R\cos(\theta) + \sqrt{l^2 - h^2} \quad (2.6)$$

$$h = R\sin(\theta) \quad (2.7)$$

$$\omega = \dot{\theta} \quad (2.8)$$

$$x_b = l\cos(\alpha) \quad (2.9)$$

Where, θ and α are the angles between the centre of the cornea in relation to the axis of the pupil; F_k is the force acting on the spring k ; F_i is the inertial force; F_b is the frictional force; x_a is the position between the humour aqueous and the crystalline; x_b is the position of the crystalline at rest and x_f is the point of displacement during the convergence and divergence. R is the radius of the eyeball orbit; l is the length from the pupillary axis to the crystalline lens; m is the mass of the crystalline lens; k is the spring constant - which has higher values in DER than in the healthy eye (HE). Thus, the equation describing this moment of displacement is given by:

$$x_f = \frac{\cos(\alpha)}{2} \left(\frac{ml}{k} + \frac{bl}{k} + l \right) + \frac{1}{2} (R\cos(\theta) + \sqrt{l^2 - R^2\sin^2(\theta)}) \quad (2.10)$$

2.4.5 Bond Graph Model

The Bond Graph (BG) modelling technique consists in dividing the system into subsystems. The variables of energy or power occur in pairs: pressure-flow; force - velocity; torque - angular velocity; and voltage - current. These pairs are responsible for making connections – called “doors” - between the subsystems (GAWTHROP; BEVAN, 2007). The BG model proposed for the optical system was built using the simulation software 20-sim (Controllab Products, Netherlands, V. 4.7.2). Only one causality was identified, the derivative. The causality determines how the generalized element can store energy and interact producing the dynamic relations of the system. Figure 2 shows the obtained BG model.

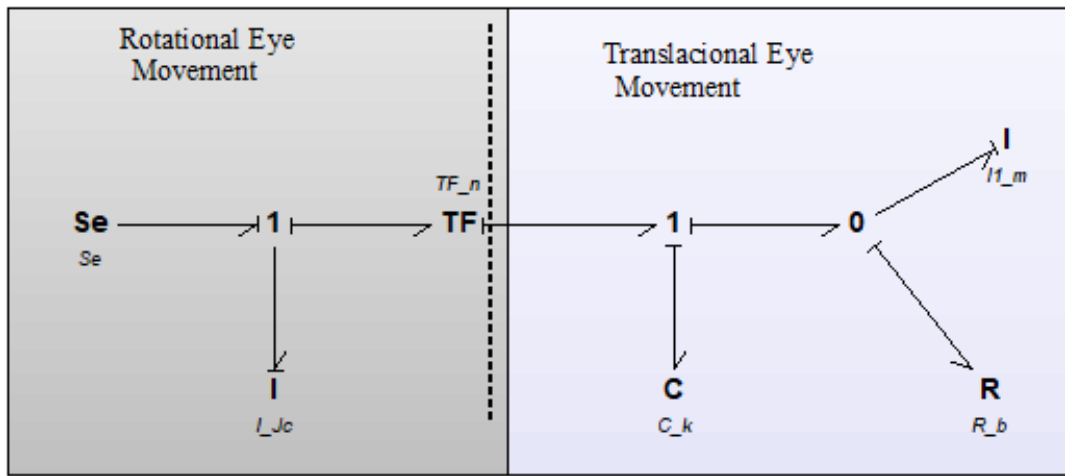


Figura 2 – BG model of the rotational/translational mechanical analogue system of the human eye (Figure 1.c)

The representation of the eye using a mechanical model shows that the mechanical movement of rotating the eye is associated with torque and translational movements of convergence and divergence of the crystalline lens. An evaluation of oscillations for small amplitudes by means of this analogue system - shows the divergences promoted to them in the presence of a DER. The used parameters described in Table 1 show the analogue system variables for the retina, crystalline and corneal system.

2.4.6 Results

In this section, we present a phenomenological model based on the bond graph methodology. Based on the mechanical aetiology of the problem, this methodology is critical to the creation of a “bioinspired” theory in the field of Biomedical Engineering,

Tabela 1 – The variables of the analogue system and its relations with the real biological system and respective causal representation with the Bond Graph elements.

System Constants	Bond Graph Description	Real System Description	Description of Analog System
J_c	I_1 Inertia	Measurement of mass distribution of the frontal eye region around a fixed axis of rotation	Moment of inertia of the rotating cornea
ω	If Source	The velocity of the eye movement when excited by light	The angular velocity of the eye's movement - input
x_a	-	The position between aqueous and crystalline	Initial position
x_b	-	Crystalline position at rest	Initial position
x_f	-	The position of the point of convergence and divergence, the start of the ocular mechanical circuit in the pupillary reference axis	It is the point of displacement in moments of convergence and divergence
n	TF Transformer	Represents the radius of the cornea	Transforms the limited rotational movement into a translational movement
k	C Capacitance		The spring that represents that connects the cornea to a limited mobile point
m	I_2 Inertia State (\dot{x})	Crystalline lens mass	Translational mechanical mass that promotes the variation of the force of mechanical equilibrium and brings the restorative force of balance
b	R Resistance	The friction of the rough textured surface, which supports the crystalline lens	Represents the friction that changes the angular frequency of the system

which will further assist in the construction of the concept called Organic Control. The state space representation of the system $x \in \mathbb{R}^3$ is given by Eq. 2.11:

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{n^2 R}{I_1} & -\frac{n}{C} & \frac{n R}{I_2} \\ \frac{n}{I_1} & 0 & 0 \\ \frac{n R}{I_1} & 0 & -\frac{R}{I_2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2.11)$$

$$y = \begin{bmatrix} c_1 & c_2 & c_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

It is important to note that the state variables, in the Bond Graph methodology, can be not physically observable or practically measurable quantities, which frequently occurs in BG modelling. However, they can be influenced with a proper change on the mass's values (previously calculated) in an inverse proportionality relation. Thus, it is verified the importance of analysing how the mass can influence the systems' states.

By converting state-space to a transfer function, we acquire the equation that relates the output of the system to its input, given by: $((G(s) = Y(s)/Se(s))$. This representation shows the influence of the parameters in the transient response and in a dynamic system regime:

$$\frac{Y(s)}{Se(s)} = [C(sI - A)^{-1}B + D] \quad (2.13)$$

$$G(s) = C(sI - A)^{-1}B + D \quad (2.14)$$

$$G(s) = \frac{\begin{vmatrix} sI - A & -B_j \\ C_j & D_{ij} \end{vmatrix}}{|sI - A|} \quad (2.15)$$

Considering matrix D to be null, we have

$$A = \begin{bmatrix} -\frac{n^2 R}{I_1} & -\frac{n}{C} & \frac{nR}{I_2} \\ \frac{n}{I_1} & 0 & 0 \\ \frac{nR}{I_1} & 0 & -\frac{R}{I_2} \end{bmatrix}, B = \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, eC = \begin{bmatrix} c_1 & c_2 & c_3 \end{bmatrix}. \quad (2.16)$$

The parameters c_1 ; c_2 and c_3 can assume unit values or zero, depending on the desired state of the system. Then we have the transfer function, Eq. (2.17) of the human eye system modelled, by means of the tool BG, in the complex domain (s - Laplace).

$$G(s) = \frac{\frac{n}{I_1}C_3 + s^2C_1 + \frac{C_2n}{I_1}s}{s^3 + (\frac{n^2R}{I_1} + \frac{R}{I_2})s^2 + \frac{n^2}{CI_1}s + \frac{n^2R}{CI_2I_1}} \quad (2.17)$$

Analysing $G(s)$ function's denominator with Routh-Hurwitz technique, we can observe the roots' distribution along the complex plane. The system is said to be stable if all the poles are located at the left half-plane. We analysed the Routh-Hurwitz criterion in the open loop of the system. From the denominator of Eq. (2.18), we have the following Table 2.

$$D(s) = s^3 + \left(\frac{n^2 R}{I_1} + \frac{R}{I_2} s^2 + \frac{n^2}{I_1 C} s + \frac{n^2 R}{C I_2 I_1} \right) \quad (2.18)$$

Tabela 2 – Stability analysis using the Routh-Hurwitz criterion, with analysis in the first column of the table.

s^3	1	$\frac{n^2}{I_1 C}$
s^2	$\frac{n^2}{I_1 C} + \frac{R}{I_2}$	$\frac{n^2 R}{C I_2 I_1}$
s^1	$\frac{I_2 R n^4}{I_1 C (I_2 n^2 R + R I_1)}$	0
s^0	$\frac{n^2 R}{C I_2 I_1}$	0

The number of signal changes from the first column resulting from the Routh-Hurwitz criterion gives us the number of elements in the right half-plane. If all elements have the same signal, the system is considered asymptotically stable. The stability of this system can be used as a diagnostic tool for the eye condition, hence its importance. When applying an input signal in a stable system, its response converges, and the signal stabilizes as well. As for a DER system, the resulting change of signal affects the stability, due to the physical parameters that are altered, and the elements move towards the right half-plane, causing instability. Conditions of correlation of the parameters to promote the stability of the system are derived from the following relations:

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{n^2 R}{I_1} + \frac{R}{I_2} \geq 0 \\ \frac{I_2 R n^4}{I_1 C (I_2 n^2 R + R I_1)} \geq 0 \\ \frac{n^2 R}{C I_2 I_1} \geq 0 \end{array} \right. \quad (2.19)$$

From the relations, the existence condition that stands out is given by $\frac{I_1}{I_2} \leq n^2$, where n is an anatomical-physiological variable that represents the radius of the cornea and I_1 and I_2 must maintain a proportionality relation, with I_2 having a greater magnitude than I_1 . That means that when there is an increase in the retina's mass – representing extravasation of blood - we can detect instability of the system and, from there, propose a control project.

2.4.7 Simulations

The simulations were performed in order to obtain the ocular structure behavior when assuming different conditions (for a healthy eye and for a DER eye), as well as for understanding the changes in the parameters evaluated and how they can interfere on the dynamics of the eye. In order to simulate, we decided on using parameter's values estimated from existing literature. The values used in this work were taken from the work

of Smerdon (2000) (SMERDON, 2000) and Silva et al. (2013) (SILVA; LYRA; LIMA, 2013). Based on their work, we chose to keep a constant anterior posterior diameter 24.15 mm, horizontal and vertical diameter at the Equator level of 23.48 mm, circumference to the Equator of 75 mm, weight of 7.5 g and volume of 6.5 cm³ (the values were approximated).

This work presents a mathematical model based on Eq. (2.17), relating its variables and physical characteristics, in order to show the dynamic behavior, it presents in time. Five essential parameters are analyzed:

Cornea radius (n): small variation, so we consider it as constant.

Cornea mass or inertia (I_1)

Retina mass (I_2)

Friction between cornea and retina (R)

Spring constant (C)

The parameters and their behaviours are better explained at Table 3. We can, then, simulate and relate the parameters, in order to show how they change and present the altering dynamics on time and frequency domains.

In this study we will evaluate the output by reading the state x_3 , which means that $c_3 = 1$. To perform the simulations, the data of Table 1 were used as parameters for the healthy eye. Stability tests were performed with the aid of the STEP function of MATLAB®. In order to verify and compare with values considered healthy, the value of the mass of the eye (I_2) was changed, with an extrapolation of 20% (I_{2er}) of the initial value.

Eq. (2.17) represents the Transfer Function of the system derived from the State Space Equation (Eq. 2.16). By finding the roots of the equation's nominator and denominator, we get its poles and zeroes. From its second order degree numerator we can obtain the function zeroes, and from the third order degree denominator, we can get three poles. The poles and zeroes characteristics vary according to the variables' (i_1 , n, r and c) values. By finding these characteristics, the physical values of each variable, we can find a spatial distribution for the poles and zeroes of the function. Some scenarios will be considered for the analysis here implemented. One of the scenarios is described below.

We assume the existence of the two zeroes and the three poles in the system, which means that Matrix Y has unitary values for the constants c_1 , c_2 and c_3 . In this scenario we applied a step function as the input signal (using the MATLAB® function) and we analysed the curves' dynamic behaviour as well as the behaviours of the input signals: step function and impulse function. We also analysed the Root Locus, the pole-zero plot and finally the Bode Diagram of the system. From this scenario we can understand the system behaviour under normal conditions or under DER, showing the influence of the disease

on the system's dynamics. Table 3 describes the changing parameters on the healthy eye simulation and on the DER eye.

The DER can lead to higher pressure and bleeding in the eyes. This bleeding cause changes on the eye's blood flux, which alters the values of some variables (cornea's inertia, retina's mass, friction and spring constant). The retina mass, for instance, is increased, since the it is the region where there is a higher increase in the blood flux and bleeding; the corneas' inertia is also altered due to a variance on the divergence/convergence movement (due to blood flux alteration); and friction and spring constant are also altered, becoming more rigid, limiting the eye's movement. We have considered the radius as constant for this work.

Tabela 3 – Data used to simulate a healthy and DER eye, for analisys the model propose.

Healthy eye			DER eye		
Parameters		Variable description	Parameters		Variable description
$I_1 = J_c$	1 [kg/m ³]	Cornea's Inertia for the healthy eye.	$I_{1er} = J_{cer}$	10 [kg/m ₃]	Cornea's inertia after increase in blood flux, altering the divergence / convergence movement.
$I_2 = m$	1 [g]	Retina's mass for a healthy eye.	$I_{2er} = m_{er}$	10 [g]	Increased mass of the retina after increased blood flux.
$R = b$	1 [N.s/m]	Friction coefficient related to convergence/divergence during image's formation for a healthy eye.	$R_{er} = b_{er}$	10 [N.s/m]	Altered friction coefficient restricting eye's movement.
$C = k$	1 [m/N]	Spring constant for the elastic force during convergence/divergence of a healthy eye.	$C_{er} = k_{er}$	10 [m/N]	Altered spring constant restricting eye's movement.
n	12.7 [mm]	Anterior-posterior Radius.	n_{er}	12.7 [mm]	Anterior-posterior Radius.

The simulations were performed on MATLAB® and are described below. In order to analyse the models, we used representative values for the DER, as described in Table 3, for predicting the system's dynamic behaviour. In the following Figures, we represent the healthy eye system in black, as SNE, and the DER eye system in blue, as SDRE.

Figure 3 is composed of three graphics, each one representing the step response of the healthy eye. The first graph shows a peak value at approximately 1.8 seconds,

reaching stability in approximately 14 seconds. The maximum amplitude noted was 0.15. The graph presented an asymptotically stable behaviour with unitary values applied to the relevant parameters (representing the healthy eye).

The second graph in Figure 3 represents a DER eye, for which we considered the parameters values as the value used for the healthy eye multiplied by 10. It shows an oscillating behaviour that lasts at least 500 s, with maximum amplitude of 1.7, and a tendency of instability (since it doesn't tend to stability as seen in Graph 1 of Figure 3).

The third graph from Figure 3 was made for comparing the behaviour of the healthy and of the unhealthy eye with DER. Plotting both graphs for the same period of time, we can see the clear divergence among them, with the healthy eye presenting a variance of amplitude of 0.15 and the DER eye a variance of amplitude of 1.7 (an oscillation ten times higher for the DER eye than for the healthy eye).

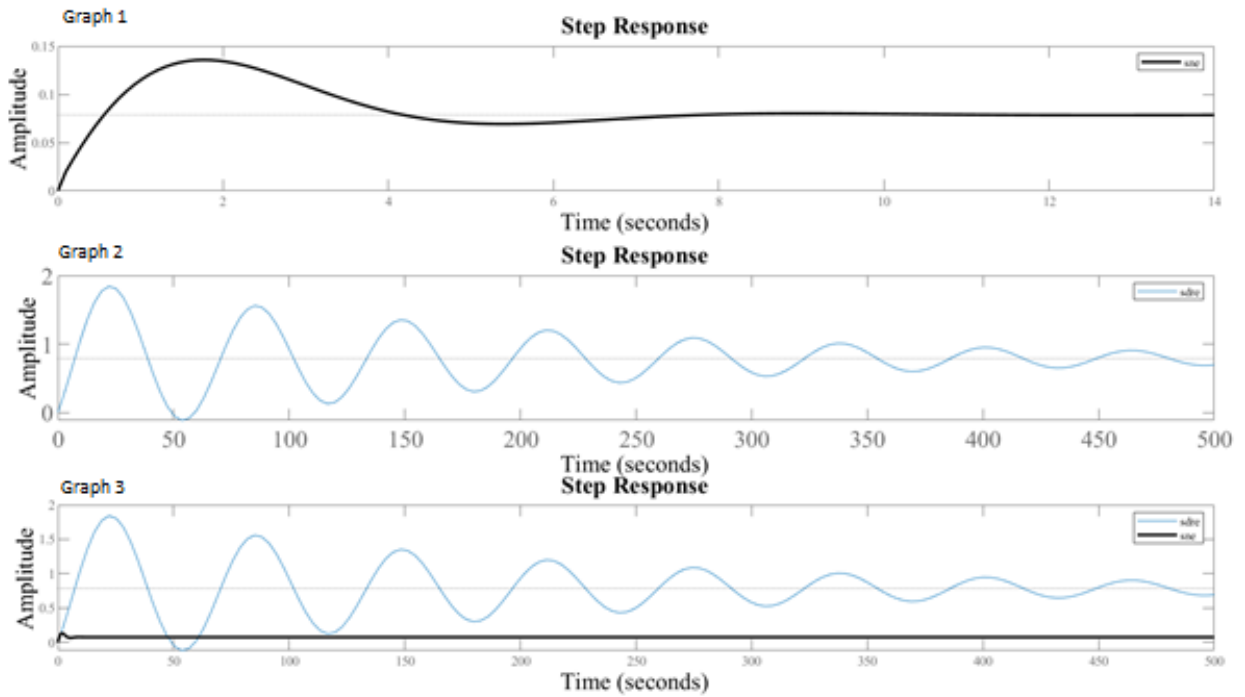


Figure 3 – Step response of the healthy eye simulation and of the DER eye simulation, showing DER eye instability in time, if compared to the healthy eye.

The response graph to an Impulse input was also plotted, and a similar behaviour was noticed, as shown in Figure 4. While the healthy system tends to zero after approximately 6 s, the DER eye system presents an oscillatory instability. For comparison, we also plotted the systems' responses to both inputs (step and impulse functions) with an I_2 100 times higher for the DER eye. The Graphs are shown on Figure 5.

On Figure 6, the Bode Diagram of the eye models is shown. The waveband allows us to evaluate the system capacity of reproducing the input signal. Through the image, we noticed that the DER eye presents a high resonant peak (represented in blue) in a lower

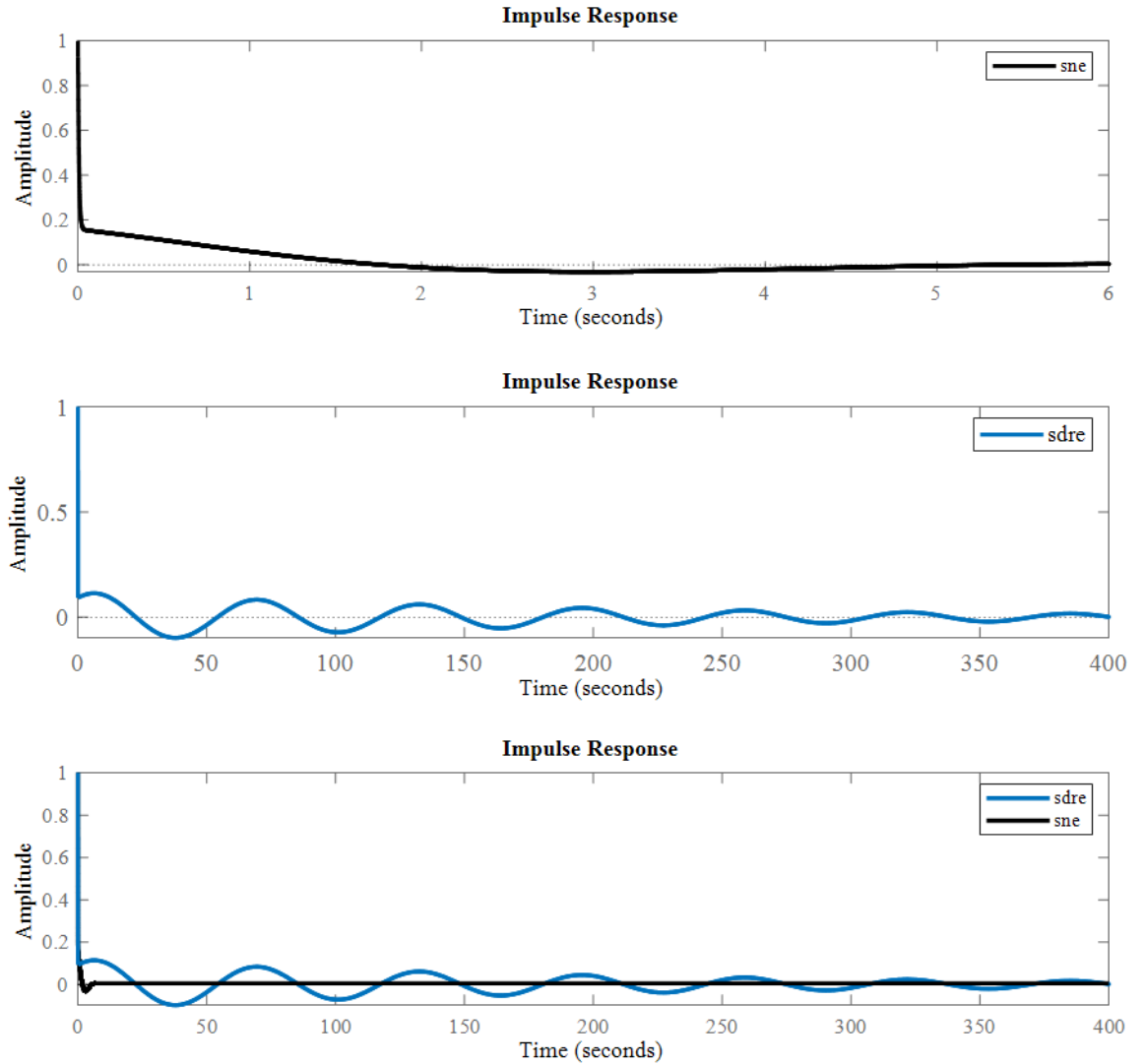


Figura 4 – Impulse response of the healthy eye simulation and of the DER eye simulation, showing DER eye instability in time, if compared to the healthy eye.

waveband if compared to the healthy eye. The lower waveband of the instable system is a visual representation of the attenuation of the input signal performed by it, which shows that the DER eye system can't reproduce the input signal in good quality. This behaviour is due to the damping coefficient (c) of the system that has an inverse action: the lower the c , the higher the resonant peak, and the higher the c , the lower the resonant peak, condition even more evident for complex poles. The DER eye model also presents a high static gain and its instability affects directly the transition of phase margin, making it more abrupt, while in the healthy eye model (represented in black) we can see a subtle transition of phase margin.

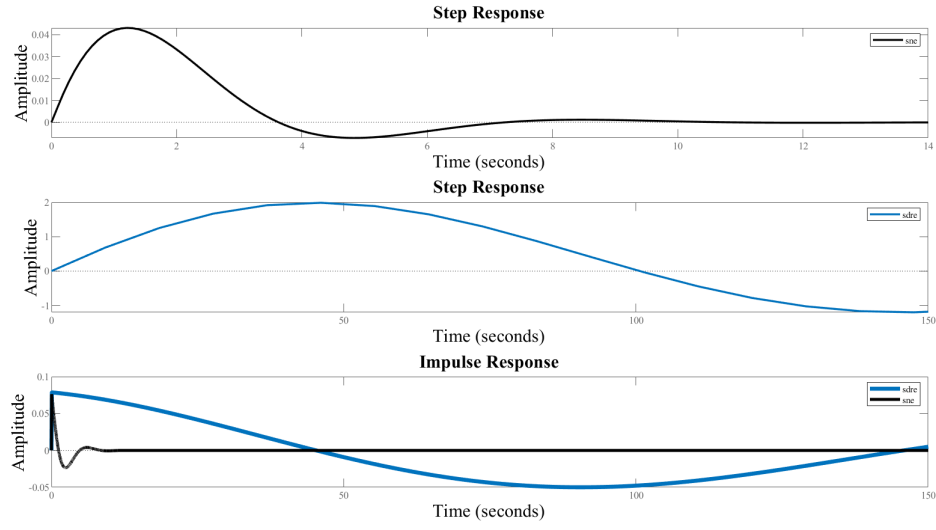


Figure 5 – System's responses to Step and Impulse functions plotted together.

The Pole-Zero map of the systems evaluated (DER eye and healthy eye) was also simulated (refer to Figure 7), as well as the Root Locus of the system (refer to Figure 8).

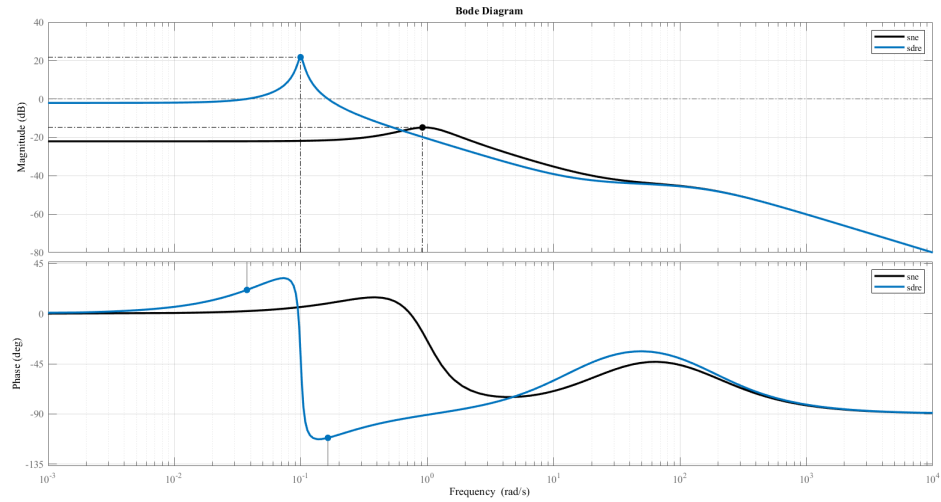


Figure 6 – Bode Diagram representing the healthy eye (in black) and the DER eye (in blue) behaviours in magnitude (dB) and phase (degrees), respectively. The unhealthy system produces a worse reproduction of the input signal, having a high resonance peak and a sudden phase margin transition.

For analysing the possibility of altering the gain of the control systems, balancing it with the stability factor, we plotted the Root Locus of the closed-loop healthy and unhealthy systems, as can be seen on Figure 8. The Root Locus graphs shown in (a) and (c) represent the healthy system's poles and zeros, showing their ability to reach a broader range of positions on the Imaginary and Real Axis. This permits us to alter

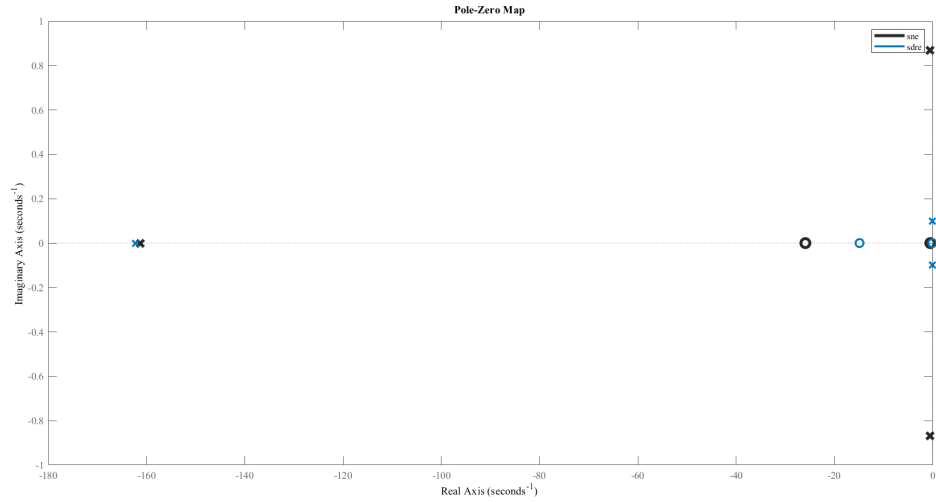


Figura 7 – Pole-Zero Map of the closed-loop healthy and unhealthy systems.

the gain's value providing more energy to the system without destabilising the system. The unhealthy system represented in (b) and (d), on the other hand, has its Root Locus strictly focused on the Real Axis, which hinders the roots from moving outside of this Axis, staying close to the zero point, therefore contributing to the system's instability.

When using X_f (equation describing this moment of displacement during convergence and divergence), shown in Figure 9 (Graph 1) to excite the system, the responses corresponded in oscillatory behaviour for a DER system (Figure 9: Graph 3) and a response tending to stability for the healthy eye system. Once again, our simulations show that, opposite from the healthy eye system, the DER presents instability in divergence/convergence displacements.

The behaviours analysed in this section through MATLAB® simulations have shown that a mathematical model can be used for diagnosing and quantifying the treatment performance of external elements (e.g. latex lens).

2.4.8 Discussion

Mathematical terms and mathematical relationships can be the key to uncovering and simplifying the universe, from a single corpse, to the stars on space: mathematics is all around us. There is a wish of developing and using this knowledge of how the factors of a system relate to adapt and improve the processes that interact with such a system. People affected by DM have major modifications in their routine, due to physiological changes resulting from the disease (KUEH et al., 2015). Among these changes is the possibility of developing vascular issues such as Diabetic Retinopathy, which, when not treated correctly, can lead to total blindness (TING; CHEUNG; WONG, 2016). Therefore,

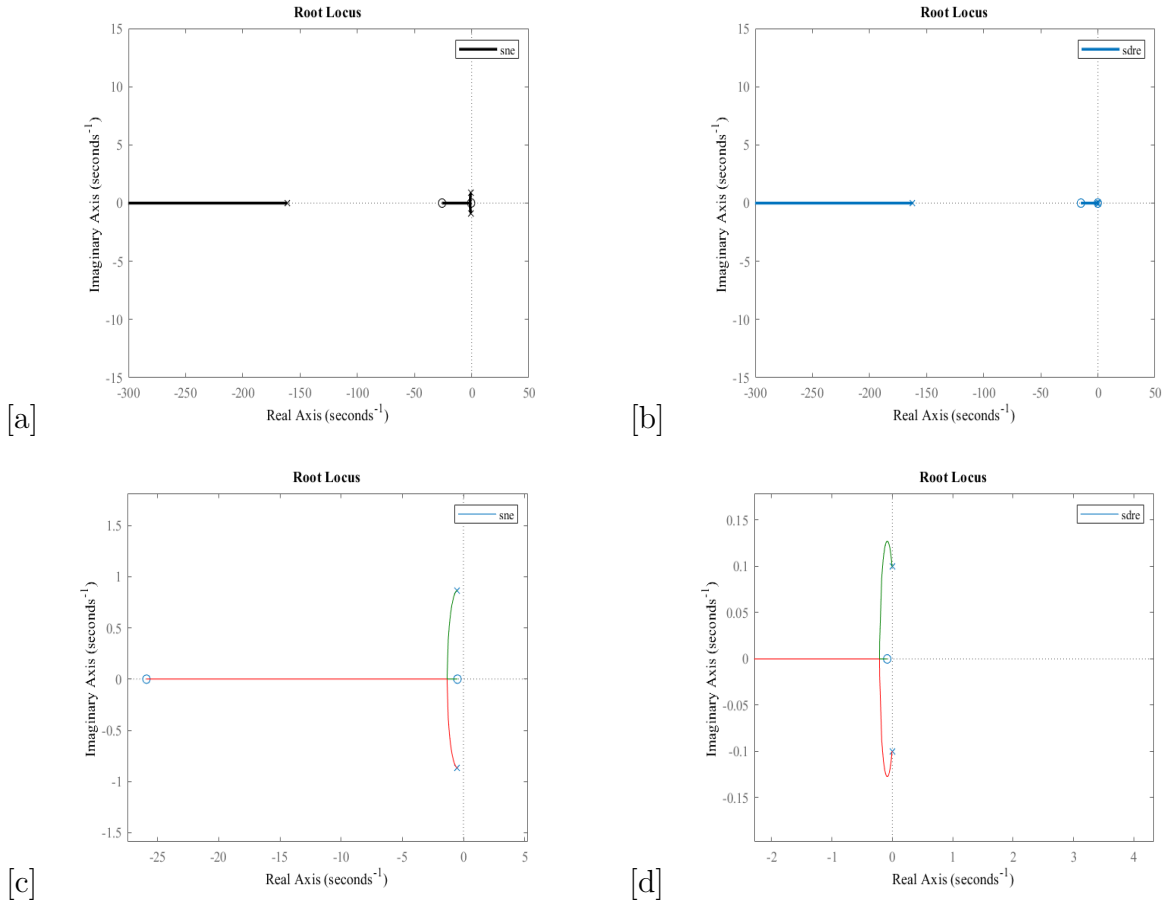


Figure 8 – Root Locus representation of the SNE (healthy system) and SDRE (DER system), showing how the closed loop poles of the systems move on the Imaginary and Real axis.

the possibility of developing a mathematical model for describing the diabetic eye creates an opportunity for determining and quantifying the existence of the DR. This paper is within this context, presenting the process of mathematical modelling of the human eye in healthy conditions and under the alterations caused by DR, obtaining a model that justifies the insertion of a contact lens that changes the dynamics of the system – by changing the eye's inertial mass.

The increasing rate of technological development and advancements in medical field allowed significant improvement in quality of life of population. Among these advancements, development of biomaterials stands out as a highly researched topic because of its biomedical applications in partial or total replacement of damaged or missing body parts. Latex and Modelling systems are a potent inducer in situations that repairing body tissue, such as bone loss, skin and blood vessels are required. Biomaterials can facilitate the production of contact lenses, since they are defined as active substances capable of interacting with surrounding tissues, without causing the immune response (RIBEIRO et al., 2017).

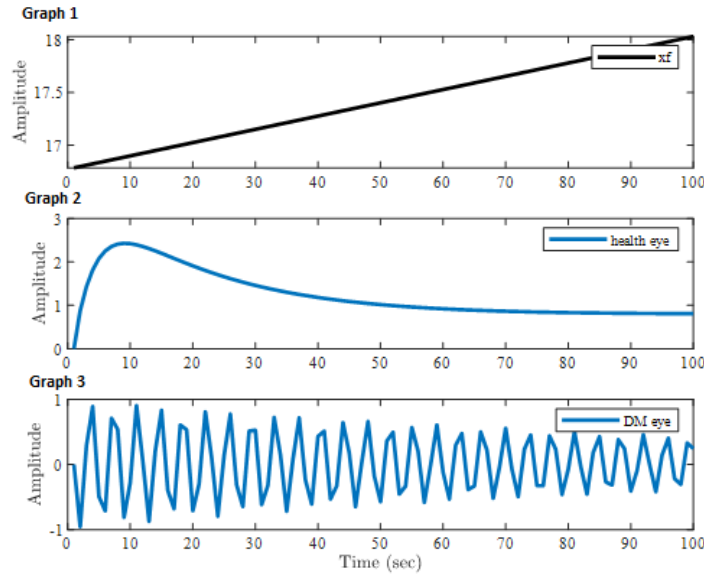


Figura 9 – BSystem’s responses to excitation from X_f (Equation 2.1).

In the literature it is possible to note how the distribution of pressure throughout the organ and how other factors, such as age, influence the eye behavior (VASSILEV et al., 2015). However, because it was a preliminary study, it was not possible to analyze all these influences due to the degree obtained in the fourth order equation. Even in relation to obtaining the mathematical model, an analysis was made of the parameters that would compose the model and its correlated characteristics.

In order to correlate a healthy condition of the eye with an unhealthy condition (DR), we attributed data with approximated values, generating representative data only. By choosing representative values, we were able to predict a dynamical behavior for the eye under different conditions based on subjective values (10x and 100x). This possibility of analysis, based on previous work analyzed of complex bioinspired biological models presented in the literature (ROSA; ALTOÉ, 2013) (ROSA; RODRIGUES; SOUZA, 2015), provides us a general view over the eye performance.

During the development of the model, we used mechanical elements to express the behavior of the system in analogous terms. Thus, we may redefine and correlate the mechanics of the eye with DER and other pathologies such as cataract. Despite the existence of studies on the development of BG models for different limbs of the human body (ROSA et al., 2013) (ROSA; ALTOÉ, 2013) (CHATTI et al., 2014) (ROSA; RODRIGUES; SOUZA, 2015), that demonstrate the improvements in healthcare by using mathematical modelling, we noticed a lack of similar studies on BG models for DER in the literature, which hampers comparisons, making it difficult to assess the accuracy of the results. Even so, our results demonstrated the reliability and stability of the developed model and had a satisfactory performance when compared to the few data and models existing

in the literature. The possibility of generating other results from these initial results in future works will be a line of action that the authors intend to explore. Other works are being carried on, including dividing the rotational and translational movements into two elements. The importance of the study is clear, since mathematical basis can provide medicine greater efficiency and efficacy on diagnosis and treatment of diseases.

2.4.9 Conclusions

The development of new ophthalmological diagnostic methods implies an adequate knowledge about how the biological system responds to the introduction of an external element. We believe that the initial results of this study, obtained theoretically and by simulations, already allow for a better view of the mechanical aetiology of the human eye and promote a supplementary suggestion of treatment for DM by the Orthoptist, by using latex lenses as organic controllers.

We developed and tested a mathematical model for the eye, based on a mass-spring damping system, showing the dynamics of the elements of the eye with DER through signal amplitudes and state space representation. All parameters of the eye were related to the disease.

Having a model for the eye, we specify our evaluation, concentrating on analysing only the eye with DER, the amplitudes of the recorded signals and represent it in the state space, relating the desired parameters to the disease. Our study shows that there is a need to redefine and associate the functioning of the eye with DM or other pathologies.

We proved, by simulation, the possibility of efficiently diagnosing the DER through a BG model of the human eye, by using different input signals, including the movement equation (Equation 2.10) signal, by studying its stability or instability.

We studied the concept of an organic controller (bio lens) linked to an eye model for issuing its particularities. Our results show that the alterations caused by it affect directly the eye's dynamics, contributing to achieving a better performance and a certain healing of the DER, by checking its stability through mathematical modelling.

The Assistive Technology sector, among other issues, contributes to providing and increasing functional abilities for the people affected by diseases, from minor injuries to severe deficiencies, aiming at a minimally dignified and autonomous life for the patient. Assessing physical issues mathematically is an important step for developing more precise and efficient diagnostic methods, as well as for treatment (e.g., by usage of organic controller method). This work has, therefore, tried to contribute on advancements in this field.

2.4.10 Conflicts of Interest

The authors declare that there is no conflict of interest in the present research.

2.4.11 Acknowledgment

This research is supported by the Economic and Industrial Complex in Health - CEIS, of the Ministry of Health - MS, through subsidies of the General Coordination of Equipment and Materials for Health Use - CGEMS, Department of Industrial Complex and Innovation in Health - DECIIS, Secretary of Science, Technology and Strategic Inputs - SCTIE, and CNPq for productivity and postdoctoral fellowship.

3 Desenvolvimento de um sistema de baixo custo para aquisição de sinal eletromiográfico

Artigo submetido ao XXV Congresso de Engenharia Biomédica, de 17 a 20 de outubro de 2016, páginas 721 a 724.

3.1 Autores

A. S. F. Ribas*, K. R. Mendonça*, D. O. Costa*, F. M. G. Fukuoka*, C. F. Justa*, S. S. R. F. Rosa*

*Laboratório de Engenharia e Biomaterial - BioEngLab®, Universidade de Brasília, Brasília, DF, Brasil

3.2 Resumo

Um circuito de aquisição de sinais eletromiográficos de baixo custo é demonstrado no presente trabalho. A partir da técnica da eletromiografia de superfície (EMGS) utilizando eletrodos na disposição bipolar, foram realizadas: amplificação, filtragem e normalização do sinal eletromiográfico. O sistema de aquisição dos sinais de EMGS foi desenvolvido obedecendo ao conceito de baixo custo, ou seja, há redução tanto no custo monetário do desenvolvimento quanto no quesito eletrônico de aquisição. A captura desse tipo de sinal impõe barreiras devido ao alto índice de ruídos ambientais e artefatos mecânicos que contaminam o sinal durante a utilização dessa técnica. Desse modo, buscou-se desenvolver um sistema capaz de realizar a captura desses sinais com custo reduzido e baixo nível de contaminação do sinal por ruídos.

Key words: Eletromiografia, sinal muscular, biosinais.

3.3 Abstract

A low cost electromyographic signals acquisition circuit is shown in this work. From the surface electromyography technique (SEMG) using electrodes in bipolar arrangement, were carried out: amplification, filtering and normalization of the electromyographic signal. The acquisition system of SEMG signals was developed in compliance with the concept of low cost, in other words, there is a reduction both in monetary development cost as

the electronic circuit. The capture of this type of signal imposes barriers due to the high level of environmental noise and mechanical artifacts that contaminate the signal during the use of this technique. Thus, we sought to develop a system capable of performing the capture of these signals with reduced and low-level signal contamination by noise system cost.

Key words: electromyography, muscular signal, biosignals.

3.4 Introdução

A eletromiografia (EMG) é uma técnica utilizada para mensurar e avaliar a atividade elétrica muscular (RIILLO et al., 2014) (BOOSTANI; MORADI, 2003) sendo essa, uma ferramenta vital na análise da postura e do movimento do corpo humano (ADRIAN; COOPER, 1989). Essa técnica consiste em registrar a atividade elétrica presente nos músculos que é gerada pela despolarização das células musculares durante o processo de contração muscular (NAJARIAN; SPLINTER, 2005). O sinal elétrico produzido durante a ativação muscular, conhecido como sinal mioelétrico, ou sinal eletromiográfico, é produzido a partir de correntes elétricas geradas pela troca de íons através das membranas musculares e podem ser detectados com a ajuda de eletrodos (JAMAL, 2012). O sinal eletromiográfico pode ser capturado em contato direto com os músculos, por meio de eletrodos invasivos, ou com o uso de eletrodos de superfície, que é um método não invasivo denominado eletromiografia de superfície (EMGS) (BANSOD; RAURALE, 2014). Os eletrodos de eletromiografia convertem o sinal bioelétrico gerado pela despolarização das fibras musculares em um sinal elétrico capaz de ser amplificado e processado (MENDONÇAS, 2013). Entre as principais funções do EMG estão diagnosticar lesões musculares, acompanhar a regeneração muscular em seções de fisioterapia e monitorar a atividade muscular.

Atualmente, os sinais de EMGS são preferencialmente utilizados para obter informações sobre o tempo ou a intensidade de uma ativação muscular superficial (CHOWDHURY et al., 2013). Esse sinal está na ordem de 50 μV a 10 mV de amplitude, sendo sua banda passante na faixa entre 20 Hz e 500 Hz, onde há predominância do sinal na faixa de 50 a 150 Hz (STEVEN et al., 2015).

O método de EMGS, entretanto, implica em alguns desafios para captura de sinal com baixo nível de ruído até mesmo em contrações isométricas simples, havendo interferências fisiológicas e não fisiológicas (HASHEMI et al., 2014). Uma vez que os eletrodos estão situados sobre a pele acima do músculo, a EMGS é uma fonte de fácil obtenção de informação (KALE; DUDUL, 2009). O sinal de EMGS é formado pelo sinal elétrico da contração muscular e por várias componentes de ruídos, tais como: ruído térmico, ruído eletroquímico, ruído da rede de energia, artefatos de movimento, entre outros. Estes componentes de ruído acabam por gerar interpretações errôneas do sinal prejudicando as análises e

as conclusões retiradas a partir dos dados (ZHANG; HUANG, 2015) (GEETHANJALI; RAY, 2014) (SYSTEMS, 2009).

Diante das dificuldades existentes no que se diz respeito à aquisição de sinais eletromiográficos com qualidade em detrimento ao alto custo desse tipo de equipamento, o presente trabalho busca investigar um meio de aquisição desse tipo de sinal abordando o conceito de baixo custo.

3.5 Materiais e métodos

O desenvolvimento do sistema proposto conta com a concepção de um dispositivo eletrônico responsável por amplificar, filtrar e condicionar sinais eletromiográficos.

Amplificação Diferencial – A aquisição do sinal eletromiográfico inicia-se pela diferenciação dos sinais capturados pelos eletrodos posicionados sob a superfície da pele na disposição bipolar. Para realizar essa diferenciação utiliza-se um amplificador de instrumentação ou *instrumentation amplifier* (INA), nesse caso, foi utilizado o INA 128P produzido pela *Texas Instruments*®. O INA é composto basicamente por um arranjo de vários amplificadores operacionais e a grande diferença entre o INA e um amplificador operacional (amp-op) simples está na alta precisão e no ganho em corrente contínua mesmo em ambientes ruidosos, geralmente causados pela frequência da corrente alternada da rede elétrica. Essa característica do INA é decorrente do seu alto índice de rejeição em modo comum ou *common-mode rejection ratio* (CMRR), que nesse caso é ajustado de maneira proporcional ao ganho, eliminando grande parte dos ruídos indesejáveis. Outra característica é referente à alta impedância de entrada, cerca de $10^9 \Omega$, o que o torna ideal para a medição de sinais de baixa tensão, como os sinais biológicos (JUNG, 2005). A Figura 10 demonstra como foi realizada a implementação desse estágio.

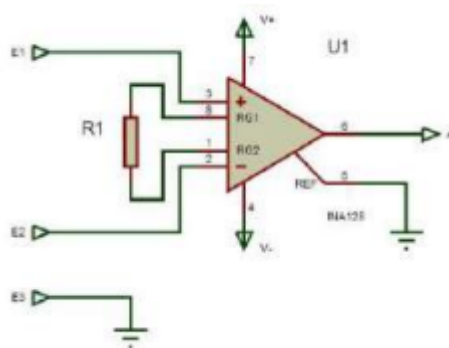


Figura 10 – Conexões dos eletrodos em relação ao amplificador de instrumentação. O resistor R_1 conectado aos pinos 1 e 8 define o ganho da saída do amplificador

O sinal de saída possui ganho que pode ser ajustado pelo usuário através do resistor

R_1 , obedecendo a fórmula de acordo com a equação 3.1:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_1} \quad (3.1)$$

Dessa forma, nesse estágio define-se a pré amplificação do sinal eletromiográfico. De acordo com as especificações do *datasheet* desse componente, um ganho da ordem de 100 vezes proporciona um CMRR por volta de 120 dB, sendo assim um índice de rejeição adequado para a captura desse tipo de sinal.

Filtragem – O segundo estágio do circuito é referente aos filtros passa altas e passa baixas. Os filtros ativos foram projetados utilizando-se o amp-op TL074, que é um amplificador bastante comum, de baixo custo, e com baixo consumo e nível de ruído. Foram utilizados filtros do tipo ativo, pois essa topologia acaba fornecendo um isolamento em relação aos outros estágios.

A Figura 11 apresenta o esquemático dos filtros implementados, os quais são ativos, inversores e de primeira ordem. O sinal passa primeiramente pelo filtro passa altas, seguido pelo passa baixas. Nesses dois filtros, atenuam-se as frequências que estão abaixo e acima da faixa entre 17 e 483 Hz.

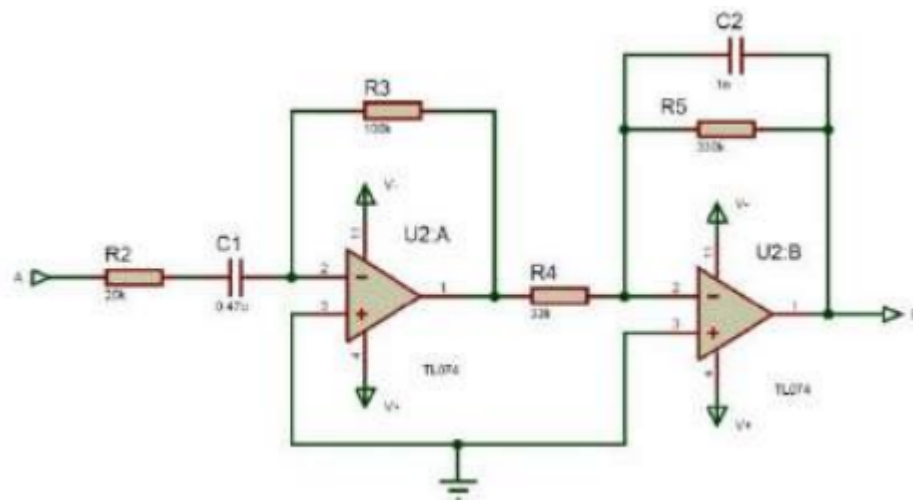


Figura 11 – Esquemático do filtro passa altas com frequência de corte a 17 Hz e do filtro passa baixas com frequência de corte 483 Hz. O ganho total do sinal após esses dois filtros é de 50 V/V ou 34 dB, lembrando que, esse ganho pode ser ajustado de acordo com a necessidade do usuário

Condicionamento do Sinal – Os estágios de amplificação e filtragem do sinal descritos no presente estudo possibilitam a visualização do sinal em osciloscópio. Contudo, para melhor caracterização e para digitalização do sinal torna-se necessária a utilização de um conversor analógico-digital de um microcontrolador. Ainda, de acordo com o microcontrolador escolhido deve-se alterar o *offset* no circuito, deixando todo o sinal captado

entre zero volts e a tensão máxima de entrada do microcontrolador. A Figura 12 indica o circuito para ajuste de *offset* do sinal.

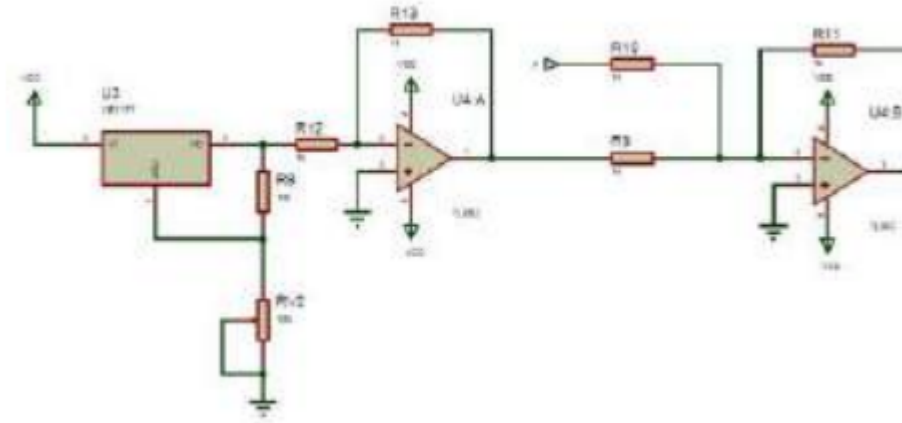


Figura 12 – Circuito para ajuste de *offset*, onde uma tensão é somada ao sinal de saída para seu deslocamento

A alimentação adotada em todo o circuito é do tipo simétrica, onde V_- corresponde a -9 V e V_+ corresponde a $+9\text{ V}$. Essa alimentação foi realizada através de duas baterias de 9 V do tipo alcalina.

3.5.1 Resultados e discussão

Houve a implementação do circuito projetado em placa de circuito impresso como pode ser visto na Figura 13, pois dessa forma há redução de alguns ruídos indesejáveis que poderiam contaminar o sinal caso o circuito fosse montado em *protoboard*. O circuito foi desenvolvido para que uma placa seja referente a um canal de aquisição, ou seja, para cada canal de sinal eletromiográfico que se deseja capturar, é necessária a montagem de uma placa do circuito de forma modular. Nesse caso, foi montado um módulo capaz de capturar 8 sinais simultaneamente.

A partir da descrição do circuito para aquisição do sinal, pode-se reproduzir da maneira que mais for conveniente.

Um fato de primordial importância nesse circuito é a utilização de filtros ativos de primeira ordem. É comum a utilização de filtros elétricos do tipo *Butterworth* e de ordens superior à quarta para o processo de filtragem de sinais eletromiográficos. Destaca-se a utilização do INA128P, que devido ao alto CMRR, foi suficiente para eliminar grande parte do sinal de modo comum, possibilitando a utilização de filtros considerados mais simples e menos eficazes sem haver perda na qualidade do sinal. A escolha dos filtros de primeira ordem proporcionou ao esquema elétrico dimensões reduzidas, menor quantidade de componentes, menor consumo elétrico e custo reduzido.



Figura 13 – Protótipo do circuito projetado, montado em placa de circuito impresso a fim de evitar interferências por ruídos ambientais

Os amp-ops utilizados nas etapas de filtragem, ganho e ajuste de *offset* foram todos TL074. Em grande parte dos circuitos para amplificação de sinais eletromiográficos encontrado, foram utilizados amp-ops considerados mais robustos e precisos e, consequentemente, mais caros e de aquisição mais difícil. Foram testados alguns modelos e comparados com o TL074. A Figura 14 demonstra uma dessas comparações.

Constatou-se que, além de ter um custo muito menor em relação aos outros, o TL074 se mostrou não só equivalente, como também, em alguns casos, teve rendimento superior aos outros amp-ops testados. Os filtros elétricos que foram utilizados seguiram a topologia inversora, pois essa topologia garante melhor estabilidade ao circuito.

O fato de sua configuração ter quatro amplificadores em apenas um encapsulamento é determinante na redução do espaço físico do circuito.

Durante os testes do esquema elétrico, constatou-se que o nível de ruído variava muito de um teste para outro. Sendo assim, grande parte dos ruídos eram provenientes de fontes externas. A Figura 15 apresenta um exemplo de como o ruído do ambiente interfere na captura do sinal eletromiográfico; claramente, percebe-se a interferência do ruído de 60 Hz da rede elétrica.

A alimentação do módulo de captura do sinal foi por meio de baterias de 9 V, pois grande parte dos ruídos que interferem no sinal eletromiográfico são de 60 Hz, ou seja, provenientes da rede elétrica. Desse modo, a alimentação por meio de baterias possui vantagem em relação ao nível de ruídos e à portabilidade do equipamento; em contrapartida, há maior custo por conta da necessidade da reposição das baterias.

Observa-se também que, apesar de todo embasamento teórico, muitas vezes a utilização de opções mais baratas e acessíveis pode se tornar uma maneira de reduzir o

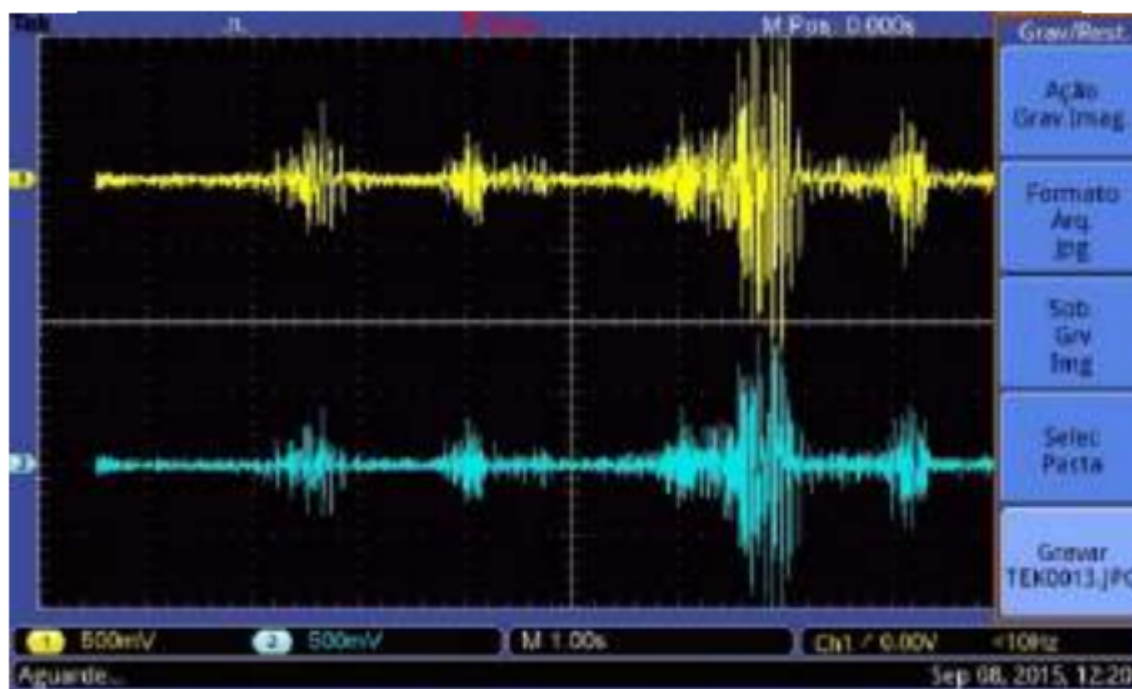


Figura 14 – O sinal em amarelo (superior) utilizou filtragem com amp-op indicado para filtros de sinais eletromiográficos OPA2604 fabricado pela *Texas Instruments®* e o sinal em azul (inferior) é do circuito implementado utilizando o amp-op TL074 também fabricado pela *Texas Instruments®*

custo do projeto sem interferir no funcionamento do mesmo.

3.5.2 Conclusão

O sistema para aquisição de sinais de EMGS de baixo custo proposto para este trabalho foi desenvolvido como proposto. A partir do circuito demonstrado no presente trabalho, há possibilidade de sua reprodução de acordo com o número de canais necessários. Também podem ser feitas alterações para que haja o condicionamento e normalização do sinal para que seja ajustado a diferentes micro controladores ou conversores A/D.

A captura de sinais eletromiográficos requer muito cuidado devido ao alto índice de ruídos que o afetam. Realizar a amplificação e filtragem desse sinal nem sempre resulta em um sinal de qualidade aceitável. A utilização dos componentes mais indicados para essa finalidade também não significa que serão minimizados os ruídos, pois os ruídos ambientais nem sempre poderão ser evitados. Entretanto, alguns dos ruídos mais comumente encontrados durante a captura desse tipo de sinal foram apresentados, de forma que o cuidado no momento da captura pode vir a reduzi-los em grande escala.

O sistema desenvolvido demonstrou que é possível a aquisição desse tipo de sinal mesmo sem um dispositivo de escala industrial, devido ao custo elevado.

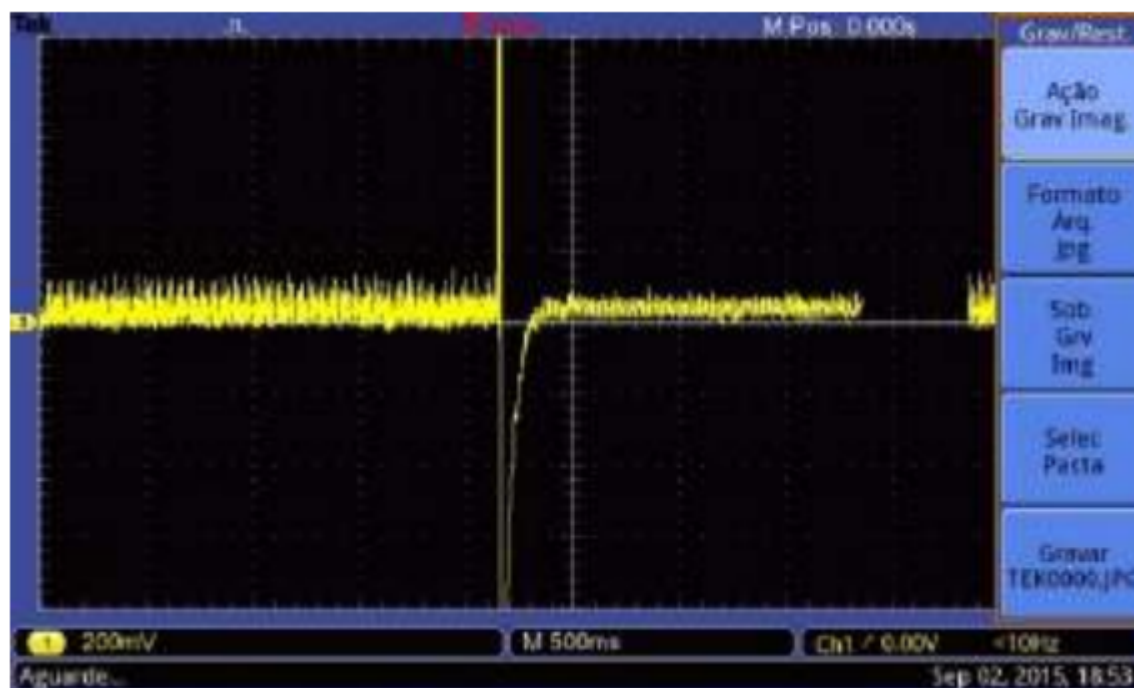


Figura 15 – Sinal eletromiográfico dos bíceps do braço direito em repouso com iluminação do ambiente ligada (lado esquerdo) e desligada (lado direito)

3.5.3 Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer todo apoio aos membros do Laboratório de Engenharia e Biomaterial - BioEngLab® da UnB – Faculdade do Gama e ao Grupo de Pesquisa sobre a Saúde de Amputados Transfemorais (GPSAT) da UnB – Faculdade de Ceilândia.

4 Electronic Instrumentation in Lofstrand: Dynamic Force and Attitude Monitoring

Artigo submetido ao IEEE Latin America Transactions, 2019. (Aguardando revisão)

4.1 Autores

J. P. B. Souza¹, J. H. Oliveira², D. O. Costa³, A. K. O. Alves⁴, D. S. Oliveira⁵ and S. S. R. F. Rosa⁶.

¹J. P. B. Souza. Faculdade UnB Gama (FGA), Universidade de Brasília, Gama, Distrito Federal, Brasil, jackson.paz@gmail.com.

²J. H. Oliveira. Companhia de Saneamento Ambiental do Distrito Federal, Brasil, jhenrique.unb@gmail.com.

³D. O. Costa. Faculdade UnB Gama (FGA), Universidade de Brasília, Gama, Distrito Federal, Brasil, eng.costadiogo@gmail.com.

⁴A. K. O. Alves. Faculdade UnB Gama (FGA), Universidade de Brasília, Gama, Distrito Federal, Brasil, angelica.kathariny@hotmail.com.

⁵D. S. Oliveira, Instituto Federal de Goiás, Valparaíso, Goiás, Brasil, danilosantos@unb.br.

⁶S. S. R. F. Rosa, Universidade de Brasília (UnB), Brasília, Distrito Federal, Brasil, suelia@unb.br.

4.2 Abstract

This work provides quantitative data related to the use of *Lofstrand* crutches, these data are the strength applied on the armrest to the contact surface, the angle of the crutch relative to its axis of origin. Modular sensors of magnetometer, gyroscope and accelerometer were used. The results presented are: the dynamic force variation in the order of 0 kgf to 50 kgf was measured by the *Force Sensing Resistor* (FSR) sensor indicating the convergence of the data with the theoretical reference. Another innovative contribution of this work is the geoprocessing during the walk of the user. Finally, the purpose of the system is to explore the use of the Canadian crutch for the walking response and consequent storage of the users data, providing a mapping for user walk.

Index Terms - Lofstrand, Assistive Technology, Instrument Eletronic, Microcontroller, IMU.

4.3 Introdução

De acordo com o Ministério da Saúde a expectativa é que cerca de 43,5% da população brasileira venha a fazer uso de algum tipo de tecnologia assistiva (BRASIL, 2009; OLIVEIRA; ROSA, 2018). No ano de 2015, segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), 6,2% da população brasileira possuía algum tipo de deficiência, e dentre estes, 6,6% usaram recursos para locomoção, como bengalas, cadeiras de rodas e muletas.

Como auxílio locomotor amplamente utilizado, a muleta teve seu advento há aproximadamente 5000 anos (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016). Sua finalidade é a facilitação do deambular de usuários com o uso dos membros superiores, proporcionando apoio corporal, impulso para uma marcha funcional e contenção do peso aplicado ao membro debilitado. Ainda assim, o processo evolutivo tecnológico é lento e ultrapassado frente a outras tecnologias assistivas (GREVE, 2007; LI; ARMSTRONG; CIPRIANI, 2001).

O design das muletas tem relação com a neuropatia de compressão que atinge principalmente o nervo mediano e nervo ulnar causando dor, formigamento e perda de força. Já no plexo braquial observa-se além da diminuição da força, a diminuição da amplitude de movimento do ombro que serve de apoio para a muleta usada na deambulação (MACGILLIVRAY; MANOCHA; SAWATZKY, 2016).

A muleta canadense ou *Lofstrand*, descrita por ter um apoio no antebraço em geral ajustável, contém um manguito para fixação que facilita a execução de atividades pelo usuário. De acordo com (KRAUSE et al., 2007) a muleta canadense tem por vantagem seu design anatômico, que facilita o deambular em áreas inclinadas.

O processo de avaliação do deambular com uso da muleta classifica o padrão de marcha do paciente para que esse seja o mais adequado ao seu tipo de limitação. A marcha pode ser classificada como marcha de dois pontos, marcha de três pontos, marcha de quatro pontos, marcha por balanço simples e marcha por balanço duplo (ROGERS; LEINEWEBER; ANDRYSEK, 2016). O processo utilizado nessa avaliação leva em consideração a carga aplicada pelo usuário sobre a muleta. Uma vez que a aferição dessa carga não é precisa a definição do padrão de marcha é afetada (YOUDAS et al., 2005).

O uso de muletas devolve o equilíbrio ao usuário durante a marcha proporcionando um melhor descarregamento das forças exercidas pelo debilitado (LEITE,). As forças aplicadas à muleta durante a marcha compõem um conjunto de informações necessárias para caracterizar o deambular ideal do paciente e consequentemente o padrão de marcha. A

análise das grandezas físicas inerentes ao processo de deambulação com uso de muletas é facilitado pela instrumentação eletrônica, utilizando sensores eletrônicos para tal finalidade.

A instrumentação eletrônica proporciona a quantização de outros parâmetros, como a medição de ângulos e a velocidade da marcha. Segundo (DAPONTE et al., 2011) o monitoramento eletrônico proporciona facilidade para ler e compreender os dados obtidos, e os sinais aferidos podem ser processados de forma analógica ou digital. As taxas de medições são variáveis e adaptáveis ao dispositivo a ser instrumentado, e finalizado com o armazenamento destes dados no perfil do paciente.

No cenário mundial, é possível encontrar pesquisas aplicadas fazendo uso de células de carga e de sensores de unidades inerciais. O desenvolvimento e a aplicação de um módulo de *biofeedback* para uma muleta *Lofstrand* foi descrito por (VAROTO et al., 2014). Os autores (TSUDA et al., 2010) desenvolveram um sistema que mede o ângulo e a velocidade angular de uma muleta e (CHEN et al., 2018) desenvolveram um sistema de muleta instrumentada capaz de medir a massa aplicada pelo paciente em suas extremidades inferiores e fornecer *feedback* vibratório em resposta a massa medida. O trabalho exposto tem por melhoria a inserção do sensor FSR em substituição a célula de carga que modificava o centro de massa da muleta, e a implementação do sensor BNO055 fornecendo os dados de marcha.

Mediante o exposto, tem-se uma lacuna a ser preenchida no contexto brasileiro referente ao desenvolvimento e à produção nacional desse tipo de tecnologia assistiva, amplamente utilizado no processo de reabilitação. A inquietação pessoal oriunda da conjuntura exposta contribuiu para a elaboração e o amadurecimento do tema desenvolvido neste estudo, sendo possível verificar a carência de dispositivos instrumentados adequados de forma individual as necessidades particulares de cada paciente, em principal, as formas de reabilitação e/ ou suplementação no deambular de pacientes.

A proposta deste estudo é realizar a instrumentação eletrônica de uma muleta canadense com o uso sensores de medida inercial, *Inertial Measurement Unit* (IMU), composto de giroscópio para medição de ângulos, acelerômetro para definição da velocidade de deambulação, magnetômetro para orientação espacial e ainda um sensor *Force Sensor Resistor* (FSR) para medir a força aplicada sobre a muleta canadense. Como base hipotética as muletas instrumentadas eletronicamente fornecem o mapeamento da marcha dos seus usuários, podendo assim, monitorar e verificar estatisticamente o deambular de pacientes debilitados e ainda auxiliar os profissionais da área de saúde.

Para tanto, foram alçados os seguintes objetivos específicos: Projeto e manufatura dos acessórios e dispositivos para facilitar a implementação da instrumentação eletrônica da muleta canadense; Projeto e manufatura do circuito eletrônico; Configuração e calibração o sensor FSR para auxiliar a obtenção da força aplicada sobre a muleta; Confi-

guração e calibração sensor de atitude para auxiliar na obtenção de ângulos (acelerômetro, giroscópio e magnetômetro); Foi coletado e armazenado os dados da instrumentação e foi feito testes preliminares para coletar dados dos sensores.

4.4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.4.1 Processos de Fabricação

O teste dinâmico de compressão foi realizado no Laboratório de Materiais da FGA, na Universidade de Brasília (UnB). Utilizou-se a máquina de ensaio de compressão *INSTRON 8801*.

Adaptado ao corpo da muleta, foi constituído um dispositivo mecânico formado por embolo e câmara, funcionando como um conjunto pistão, Fig. 16. Este dispositivo mecânico é responsável pela adequação do sensor FSR ao corpo da muleta.

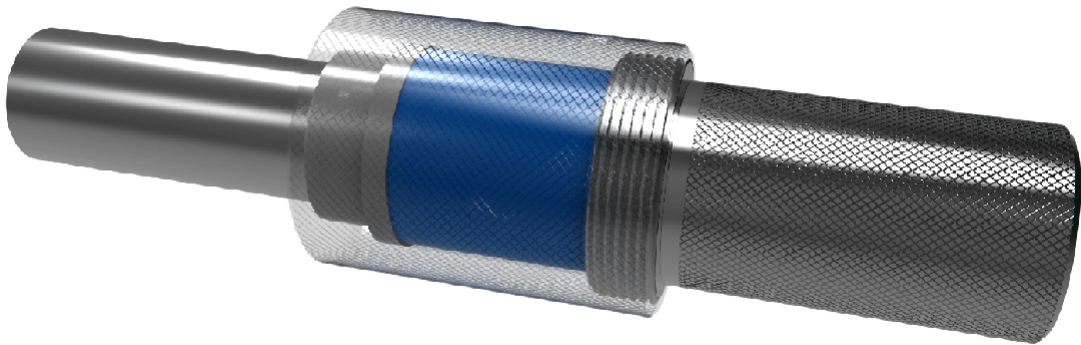


Figura 16 – Sistema mecânico atuador composto de embolo e câmara desenvolvido para acoplar o sensor FSR ao corpo da muleta, conforme (OLIVEIRA, 2017).

O sistema mecânico permite a inserção de disco composto de material viscoelástico, permitindo amortecimento à muleta. Este sistema de amortecimento distribui a pressão por toda a superfície do sensor de pressão.

4.4.2 Projeto de Circuito Eletrônico

O sistema de instrumentação eletrônica da muleta tem por finalidade a obtenção dos ângulos *roll*, *pitch* e *yaw* e ainda a respectiva força aplicada. Os dados coletados são armazenados em um SD card por meio da plataforma de prototipagem arduino Nano.

A botão de acionamento *ON/OFF* permite ao usuário ligar a instrumentação eletrônica da muleta e iniciar a coleta de dados da marcha; para encerrar a coleta, o usuário deve acionar o botão novamente. O fluxograma de funcionamento da instrumentação eletrônica pode ser visto na Fig. 17.

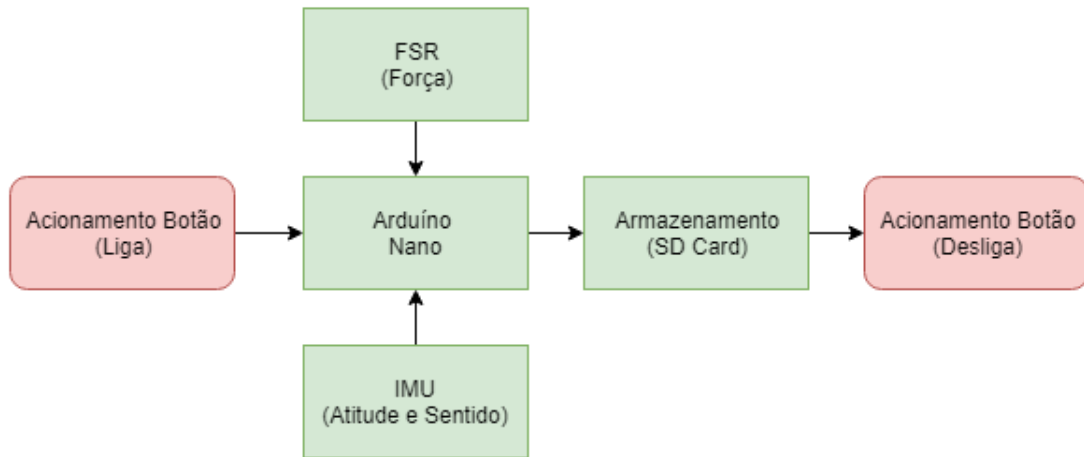


Figura 17 – Fluxograma do Sistema Eletrônico.

Foi projetado um circuito eletrônico para acomodação e comunicação dos sensores com o uso do microcontrolador ATmega328 e posterior armazenamento dos dados, em arquivo de texto, em cartão de memória SD.

4.4.3 Calibração do FSR

O sensor FSR, modelo A 401 fabricado pela empresa americana Tekscan, possui capacidade de medição máxima em 31,138 kN e resistência interna aproximada de 10 M Ω .

De acordo com (MELIS et al., 1999), após estudos com pacientes em uso de muletas, o peso corporal máximo exercido sobre uma muleta varia de 15% a 50%. Denotando aplicabilidade para o sensor FSR escolhido.

Para condicionamento do sinal advindo do FSR foi desenvolvido o circuito da Fig. 18, composto por um divisor de tensão com resistor de 1 k Ω que viabiliza a diferença de tensão na entrada do Microcontrolador.

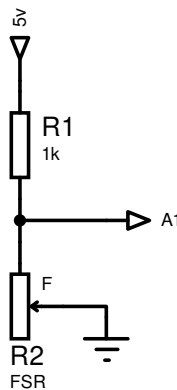


Figura 18 – Circuito de condicionamento de sinal do FSR. Responsável por limitar o sinal recebido do sensor em um nível de sinal entre 0 V a 5 V.

Com a variação da resistência do FSR a corrente tende a percorrer o caminho de menor resistência, proporcionando variação da tensão entre 0 V e 5 V.

Para calibrar o FSR é necessário submeter o sensor a diferentes valores de massa e por conseguinte medir a tensão de saída, obtendo a curva de calibração.

O dispositivo mecânico com o FSR embutido no dispositivo mecânico foi levado à máquina de compressão INSTRON 8801. Realizou-se o ensaio do espaço amostral de um minuto para cada faixa de variação de 0 a 1000 N com intervalos de 100 N. Em cada faixa foi calculada a média para os valores da tensão de saída. Os dados coletados foram convertidos de analógico para digital (ADC), com o ATmega328, com resolução de 10 *bits*, correspondente às leituras entre 0 a 1023, conforme apresentado na tabela 4.

Tabela 4 – Dados correlacionando amostra por força.

Leitura ADC (0 - 1023)	Força (N)
965	105
920	206
881	296
843	400
810	500
781	600
754	701
728	800
707	900
690	1000

A partir dos dados obtidos no ensaio de compressão foi obtida a curva de calibração apresentada na Fig. 19, onde é possível perceber uma curva polinomial de 2º grau, descrita em (4.1), para aproximação da curva real do sensor.

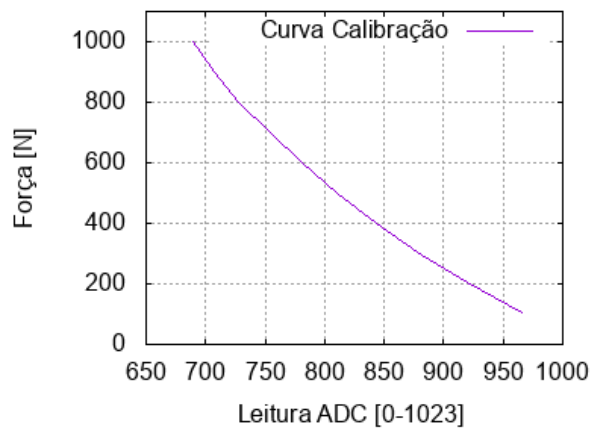


Figura 19 – Curva de calibração do Sensor FSR.

$$y = 0,0049x^2 - 11,209x + 6375,1 \quad (4.1)$$

4.4.4 Calibração do sensor IMU

O sensor BNO055 foi aplicado com o objetivo de adquirir dados da atitude da muleta no espaço durante o demabular do usuário. É composto por acelerômetro triaxial, giroscópio triaxial e magnetômetro. Os dados de saída são apresentados em *quaternions*, ângulos de Euler e fusão sensorial. Com dimensões pequenas, o BNO055 possui protocolo de comunicação *Inter-Integrated Circuit* (I2C) e *Universal Asynchronous Receiver-Transmitter* (UART).

Este sensor trabalha em conjunto com ATmega328, conforme a Fig. 20. A comunicação é feita pelo barramento I2C, implementado por meio da biblioteca *wire.h* disponível na IDE (*integrated development environment*) do arduino. Os pinos SCL e SDA do BNO055 são para comunicação e trabalham com a lógica de 3 V a 5 V; o pino AD0 é ligado ao aterramento para que se mantenha o endereço de barramento 0x28.

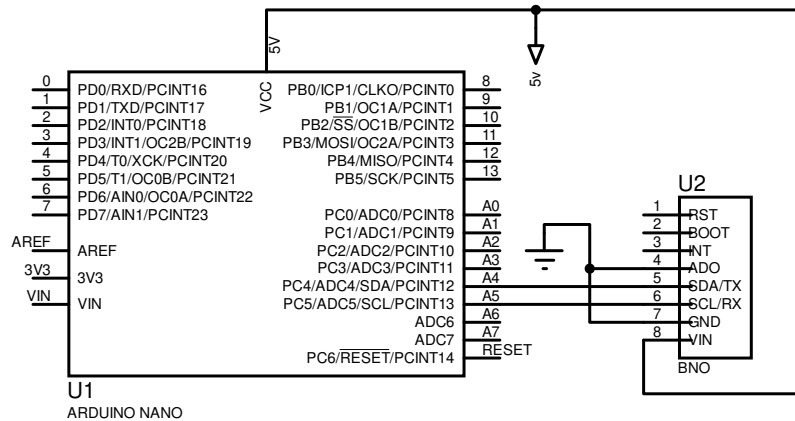


Figura 20 – Ligação ATmega328 com o sensor BNO055, responsável por determinar a atitude da muleta durante o deambular.

De acordo com o manual técnico oferecido pela *Bosch*, fabricante do sensor BNO055, o dispositivo possui um algoritmo interno para autocalibração. Para garantir a autocalibração é necessário realizar o seguinte procedimento:

Calibração do acelerômetro:

- Em uma superfície plana, colocar o sensor em seis diferentes posições estáveis por 5 s;
- Entre as seis posições de calibração, garanta que ao menos uma vez o sensor esteja perpendicular ao eixo X, Y e Z.

Calibração do Giroscópio:

- Com o sensor posicionado, de maneira estável e fixo, em uma única posição, aguardar 5 s para efetuar a calibração. Este procedimento é realizado uma vez, durante a inicialização.

Calibração do Magnetômetro:

- Seguindo a calibração para *hard iron*, de posse do sensor, executar no ar movimento em

forma de "8" por cinco vezes seguidas.

4.4.5 Protocolo de Armazenamento de Dados

A comunicação *Master IN Slave OUT* (MISO) e *Master OUT Slave IN* (MOSI) por base serial consiste em um periférico com papel mestre e os demais como escravos. No dispositivo, a comunicação é feita via SPI com uso de MISO e MOSI. Os dados são armazenados em um arquivo de texto, com a extensão .TXT, no cartão de memória, sua comunicação é via SPI, com o uso de MISO e MOSI. Os dados são armazenados no cartão de memória.

A lógica aplicada ao sistema da muleta instrumentada consiste no acionamento do botão acoplado ao punho da muleta; com este botão acionado, o sistema inicia de imediato a coleta de dado. Quando o botão acionado em um segundo momento a coleta é interrompida e os dados são armazenados.

4.5 RESULTADOS E ANÁLISES

4.5.1 Circuito Eletrônico e Placa de Circuito Impresso (PCI)

Depreende-se da Fig. 21 a disposição dos componentes na muleta canadense. Na placa de circuito impresso está instalado os sensores FSR e IMU, o módulo do cartão de memória, o microcontrolador e com a fonte de alimentação em corrente contínua de 9 V.

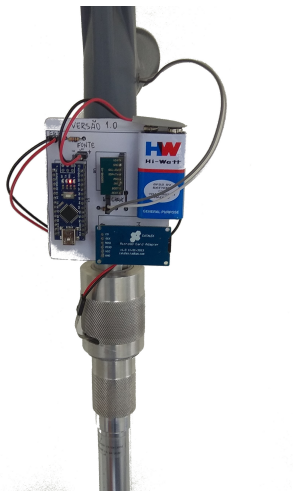


Figura 21 – Placa de Circuito Impresso com os componentes em seu local de fixação na parte superior da muleta, próximo ao punho.

Escolheu-se fixar a instrumentação eletrônica da muleta canadense na parte posterior ao manguito de apoio, pois se fosse instalado na parte proximal de apoio do chão poderia aumentar o momento de inércia associado, mesmo que em baixo módulo. O *layout* escolhido visa que o usuário não mantenha contato direto com o circuito desenvolvido.

4.5.2 Validação Experimental dos Dados de Força

Com o FSR calibrado, foi executado sobre o sensor um teste de compressão para aferição da curva característica afim de comparação com os dados da máquina de compressão. O teste de compressão foi realizado sem implementação de pré carga no controlador *Proportional–Integral–Derivative (PID)* do equipamento utilizado. Objetivando uma resposta representativa, escolheu-se uma rampa de aceleração de 16 N/s no intervalo de força de 0 N a 1000 N.

O sensor FSR forneceu 1170 dados amostrais e a máquina de compressão forneceu 5812 dados amostrais no teste dinâmico de compressão, apresentados na Fig. 22. Para comparar os dados é necessário que os eixos sejam representativos, por esse motivo escolheu-se normalizar a escala entre os testes, mantendo integro todos os dados. Em (4.2), N_n representa a contração do eixo da abscissa apenas nos dados obtidos do ensaio de compressão.

$$\begin{aligned} N_n &= \frac{N_{Instron}}{N_{FSR}} \\ N_n &= \frac{5812}{1170} \\ N_n &= 4,96 \end{aligned} \tag{4.2}$$

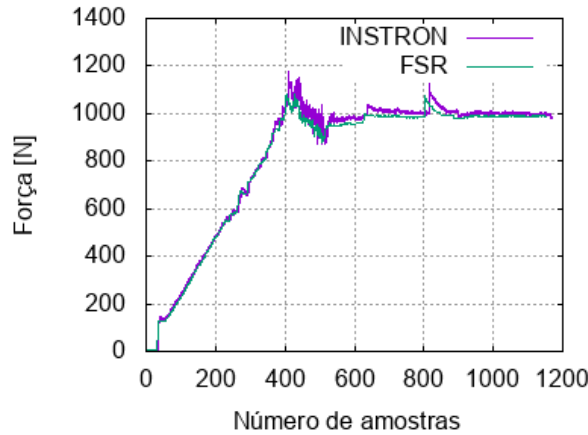


Figura 22 – Curvas características dos dados obtidos pela leitura do sensor FSR e do ensaio de compressão.

É possível notar que as curvas são bem próximas mas com um *delay* do FSR em relação a INSTRON 8801. Ainda assim os resultados estão dentro dos limites de respostas aceitáveis demonstrando convergência da metodologia adotada. Acredita-se que as diferenças apresentadas são referentes ao erro instrumental associado ao experimento na ordem de 2%.

4.5.3 Monitoramento Dinâmico de Força

Por meio de análise das forças inerentes ao processo de deambulação com o uso de muleta canadense é possível estimar a força de reação propagada ao longo do sistema usuário-solo-muleta, que teria reação no punho do usuário (punho de pega).

O sistema de instrumentação eletrônica para monitoramento desta força objetiva o conhecimento quantitativo do módulo das forças de reação próxima a região de apoio do usuário.

A Fig. 23 infere a descrição do ciclo de marcha referente a seis fases de balanço em que um usuário sem debilidade de locomoção faz uso da muleta, com trajetória aproximadamente linear e uniforme. A força, representada com seu respectivo desvio padrão amostral, apresenta picos que representam o contato da muleta com o solo e vales que denotam o momento de balanço.

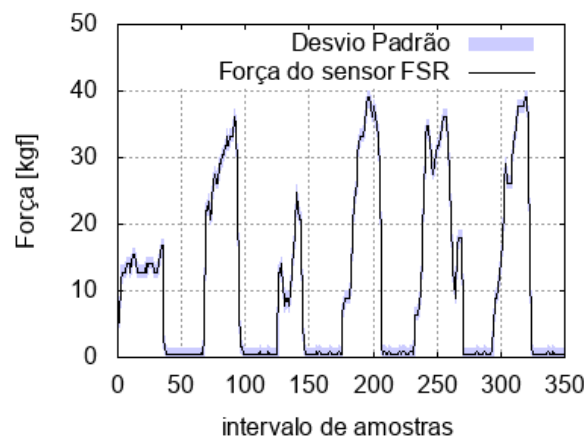


Figura 23 – Monitoramento dinâmico de força. Resposta da muleta canadense instrumentada para um intervalo de aquisição de dados.

Para um usuário de 80 kg e estatura aproximada de 1,87 m, os picos de força são de aproximadamente 40 kgf, valores vão de encontro com análises de (MELIS et al., 1999) pois estão dentro da faixa de 15% a 50% do peso corporeo deste usuário.

4.5.4 Monitoramento Dinâmico de Atitude

A orientação espacial da muleta é baseada no plano tridimensional X, Y e Z com seus correspondente nos ângulos de Euler, *Roll*, *Pitch* e *Yaw*, conforme a Fig. 24. Esta orientação é empregada ao sensor BNO055, responsável pela atitude do usuário da muleta.

Com o sensor BNO055 instalado na parte posterior do manguito e acoplado a PCI, para verificação inicial dos testes dinâmicos de atitude foi analisado a resposta em tempo real via comunicação serial/computador.

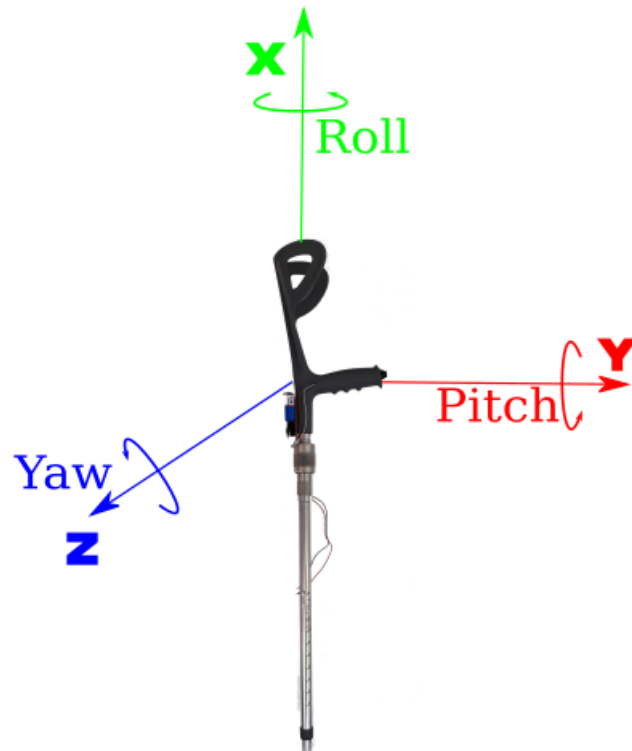


Figura 24 – Referência dos eixos cartesianos para os ângulos de Euler.

A Fig. 25 faz referência ao deambular do usuário sem debilidades físicas de locomoção. O percurso escolhido para ser realizado se assemelha a uma figura geométrica retangular.

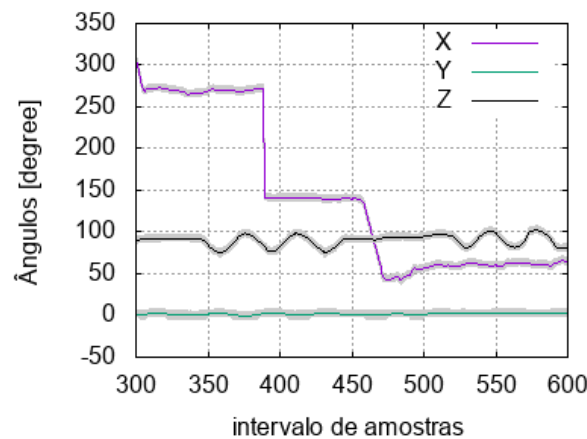


Figura 25 – Monitoramento dinâmico de atitude. Resposta da muleta canadense instrumentada para um intervalo de aquisição de dados, considerando os eixos X, Y e Z em coordenadas retangulares.

No eixo X é delineado o deambular com relação ao ângulo *roll*, resultado da mudança de orientação espacial em aproximados 90° com relação ao valor de origem do eixo de 360° .

O eixo Y demonstra que o valor de origem em 0° sofreu pequenas variações de módulo, indicando que a muleta localiza-se sempre próxima ao membro inferior do usuário.

O eixo Z tem sua origem em 90° e a FIG. 25 evidencia uma variação angular em módulo sobre este eixo, correlacionando a marcha do usuário com as fases de balanço.

4.6 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

O presente trabalho utilizou um modelo conceitual que possibilitou a compreensão das variáveis envolvidas nos processos de desenvolvimento e na avaliação experimental da instrumentação eletrônica para muleta canadense apresentada neste trabalho.

Com base nos resultados obtidos é possível pontuar quatro pontos deste estudo:

1. O desenvolvimento mecânico do projeto em conjunto com o sistema eletrônico para instrumentação proporcionaram uma integração ideal entre mecânica - incluído o corpo da muleta com o sistema de pistão - e eletrônica, possibilitando a obtenção de dados referente a marcha do usuário;
2. Os sensores IMU e FSR utilizados para obtenção da força aplicada possuem amplo conteúdo técnico com fácil acesso, facilitando a implementação ao corpo do projeto e proporcionando dados estatísticos de interesse para a área de saúde e engenharia;
3. A eletrônica tem por base a busca por miniaturização e discretização dos componentes eletrônicos, a instrumentalização discreta acoplada ao manguito vem de encontro a essa vertente da eletrônica, proporcionando mesmo efeito estético e dinâmico com relação a uma muleta não instrumentada;
4. A diversidade física humana gera possibilidades adaptativas inerente as tecnologias assistiva. A muleta instrumentada pode ser usada pelos mais diversos usuários pois possui autocalibração do sensor IMU, que proporciona facilidade para o uso inicial e ínfima modificação estrutural para incorporação dos sensores.

Por fim, apontam-se três questões que não foram contempladas neste trabalho de conclusão de curso e que são de interesse para trabalhos futuros:

- Teste do uso da muleta instrumentada, com efetiva análise e processamento dos dados estatísticos fornecidos pelos sensores IMU e FSR, que podem auxiliar na tomada de decisões técnicas de profissionais da área da saúde;
- Por ser uma primeira versão, melhoramentos no conjunto camisa-pistão para melhor fixação do sensor FSR, incluindo possíveis simulações em *software* para aprimoramento do sistema de monitoramento;

- Ampliar a aplicação da instrumentação eletrônica em muletas, em específico do tipo canadense, possibilitará efeito comparativo de dados estáticos e ampliação do quadro de atendimento aos usuários, abarcando com maior efetividade as áreas de saúde.

5 Conclusão

O artigo *Proposal and assessment of a new mathematical model using Bond Graph Theory for diagnosing and treating the diabetic eyeretinopathy: an increasing worldwide issue on health management* propõe o desenvolvimento de um modelo matemático do olho acometido por retinopatia diabética para estudos comparativos com o olho saudável. O avanço em estudos nessa área é importante, pois, a partir do levantamento do modelo, é possível analisar a resposta do olho para uma determinada intervenção, fornecendo eficiência e eficácia no tratamento da doença.

([RIBAS et al., 2016](#)) propõe o desenvolvimento de um sistema de baixo custo para aquisição de sinais eletromiográfico, utilizando técnicas avançadas de engenharia e materiais de fácil acesso. Isso viabiliza a aquisição desse tipo de sinal sem dispositivos de escala industrial. Para isso o sinal aqusitado passou por etapas de processamento como amplificação, filtragem e normalização; essas técnicas foram capazes de reduzir a contaminação por ruídos externos. A elaboração de tecnologias de baixo custo possibilita que pessoas de baixa renda tenham acesso a um melhor serviço de saúde.

O artigo *Electronic Instrumentation in Lofstrand: Dynamic Force and Attitude Monitoring* propõe a utilização de tecnologia assistiva para captação de dados sobre a marcha de pessoas que utilizam muleta *lofstrand*. Essa aquisição de dados é importante pra auxiliar na adequação do deambular, assim o paciente poderá caminhar da forma mais confortável possível, dentro de suas limitações. O desenvolvimento de tecnologias assistivas é importante, pois tais tecnologias são amplamente utilizadas em processos de reabilitação. Além disso os dados coletados são relevantes para que o profissional da saúde avalie a efetividade do tratamento proposto.

A elaboração desse trabalho mostrou a importância do desenvolvimento de tecnologias acessíveis que possam ser aplicadas à saúde. O propósito da modelagem matemática e da instrumentação é oferecer técnicas e instrumentos que possam auxiliar na melhoria da qualidade do tratamento e de vida dos pacientes. A engenharia é um recurso valioso no avanço das tecnologias aplicadas à saúde, pois disponibiliza mecanismos relevantes para a evolução de tais tecnologias.

Referências

- ADRIAN, M.; COOPER, J. Biomechanics of human movement (indianapolis, in: Benchmark). 1989. Citado na página 41.
- AGUIRRE, L. A. *Introdução à identificação de sistemas—Técnicas lineares e não-lineares aplicadas a sistemas reais*. [S.l.]: Editora UFMG, 2004. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 21.
- BANSOD, S. J.; RAURALE, S. A. Subject-specific emg pattern classification of active hand movements for prosthesis applications. In: IEEE. *2014 IEEE International Conference on Advanced Communications, Control and Computing Technologies*. [S.l.], 2014. p. 1502–1506. Citado na página 41.
- BOOSTANI, R.; MORADI, M. H. Evaluation of the forearm emg signal features for the control of a prosthetic hand. *Physiological measurement*, IOP Publishing, v. 24, n. 2, p. 309, 2003. Citado na página 41.
- BORRÁS, T. The cellular and molecular biology of the iris, an overlooked tissue. *Journal of glaucoma*, NIH Public Access, p. S39, 2014. Citado na página 24.
- BRASIL. *Tecnologia Assistiva*. Brasília: Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. Comitê de Ajudas Técnicas, 2009. ISBN 9780195178777. Citado na página 49.
- CHATTI, N. et al. Signed bond graph for multiple faults diagnosis. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, Elsevier, v. 36, p. 134–147, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 37.
- CHEN, Y. F. et al. Smart crutches: Towards instrumented crutches for rehabilitation and exoskeletons-assisted walking. In: IEEE. *2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)*. [S.l.], 2018. p. 193–198. Citado na página 50.
- CHOWDHURY, R. et al. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 13, n. 9, p. 12431–12466, 2013. Citado na página 41.
- COLÓN, D. et al. Sensibility analysis using polynomial chaos: Applications. *Global Journal of Engineering Science and Research Management*, v. 2, p. 160–166, 09 2015. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.
- CURCIO, C. A.; ALLEN, K. A. Topography of ganglion cells in human retina. *Journal of comparative Neurology*, Wiley Online Library, v. 300, n. 1, p. 5–25, 1990. Citado na página 24.
- DAPONTE, P. et al. Electronic measurements in rehabilitation. In: IEEE. *Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2011 IEEE International Workshop on*. [S.l.], 2011. p. 274–279. Citado na página 50.

- DELMONTE, D. W.; KIM, T. Anatomy and physiology of the cornea. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, Elsevier, v. 37, n. 3, p. 588–598, 2011. Citado na página 23.
- FADAFEN, M. K.; MEHRSHAD, N.; RAZAVI, S. M. Detection of diabetic retinopathy using computational model of human visual system. *Biomedical Research*, v. 29, n. 9, p. 1956–1960, 2018. Citado na página 20.
- FAGIANO, L.; KHAMMASH, M. Simulation of stochastic systems via polynomial chaos expansions and convex optimization. *Physical Review E*, APS, v. 86, n. 3, p. 036702, 2012. Citado na página 21.
- FERNANDES, R. d. A. Modelagem bond graph e o estudo de caso de um motor de corrente contínua. 2011. Citado na página 16.
- FREED, D. et al. *Medical devices and systems*. [S.l.]: Google Patents, 2006. US Patent App. 11/388,247. Citado na página 16.
- GAWTHROP, P. J. Bond graphs, symbolic algebra and the modelling of complex systems. In: IET. *UKACC International Conference on Control'98 (Conf. Publ. No. 455)*. [S.l.], 1998. v. 1, p. 106–111. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.
- GAWTHROP, P. J.; BEVAN, G. P. Bond-graph modeling. *IEEE Control Systems Magazine*, IEEE, v. 27, n. 2, p. 24–45, 2007. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 26.
- GEETHANJALI, P.; RAY, K. A low-cost real-time research platform for emg pattern recognition-based prosthetic hand. *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, IEEE, v. 20, n. 4, p. 1948–1955, 2014. Citado na página 42.
- GREVE, J. M. D. *Tratado de medicina de reabilitação*. [S.l.]: Editora Roca, 2007. Citado na página 49.
- HASHEMI, J. et al. Enhanced dynamic emg-force estimation through calibration and pci modeling. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE, v. 23, n. 1, p. 41–50, 2014. Citado na página 41.
- JAMAL, M. Z. Signal acquisition using surface emg and circuit design considerations for robotic prosthesis. In: *Computational Intelligence in Electromyography Analysis-A Perspective on Current Applications and Future Challenges*. [S.l.]: IntechOpen, 2012. Citado na página 41.
- JUNG, W. *Op Amp applications handbook*. [S.l.]: Newnes, 2005. Citado na página 42.
- KALE, S. N.; DUDUL, S. V. Intelligent noise removal from emg signal using focused time-lagged recurrent neural network. *Applied Computational Intelligence and Soft Computing*, Hindawi Publishing Corp., v. 2009, p. 1, 2009. Citado na página 41.
- KARNOPP, D. C.; MARGOLIS, D. L.; ROSENBERG, R. C. *System dynamics: modeling, simulation, and control of mechatronic systems*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2012. Citado na página 21.
- KRAUSE, D. et al. Biodynamic feedback training to assure learning partial load bearing on forearm crutches. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 88, n. 7, p. 901–906, 2007. Citado na página 49.

- KUEH, Y. C. et al. Modelling of diabetes knowledge, attitudes, self-management, and quality of life: a cross-sectional study with an australian sample. *Health and quality of life outcomes*, BioMed Central, v. 13, n. 1, p. 129, 2015. Citado na página 35.
- LEITE, F. I. d. L. *Desenvolvimento de uma muleta instrumentalizada para fins de acompanhamento clínico*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo. Citado na página 49.
- LI, S.; ARMSTRONG, C. W.; CIPRIANI, D. Three-point gait crutch walking: variability in ground reaction force during weight bearing. *Archives of physical Medicine and Rehabilitation*, Elsevier, v. 82, n. 1, p. 86–92, 2001. Citado na página 49.
- LORENZETTI, J. et al. Tecnologia, inovação tecnológica e saúde: uma reflexão necessária. *Texto & Contexto Enfermagem*, Universidade Federal de Santa Catarina, v. 21, n. 2, p. 432–439, 2012. Citado na página 16.
- MACGILLIVRAY, M. K.; MANOCHA, R. H.; SAWATZKY, B. The influence of a polymer damper on swing-through crutch gait biomechanics. *Medical Engineering and Physics*, v. 38, n. 3, p. 275 – 279, 2016. ISSN 1350-4533. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453316000072>>. Citado na página 49.
- MARTIN, C. F.; SCHOVANEC, L. Muscle mechanics and dynamics of ocular motion. *Journal of Mathematical Systems Estimation and Control*, BIRKHAUSER BOSTON, v. 8, p. 233–236, 1998. Citado na página 21.
- MEEK, K. M.; KNUPP, C. Corneal structure and transparency. *Progress in retinal and eye research*, Elsevier, v. 49, p. 1–16, 2015. Citado na página 23.
- MELIS, E. et al. Analysis of assisted-gait characteristics in persons with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*, Nature Publishing Group, v. 37, n. 6, p. 430, 1999. Citado 2 vezes nas páginas 52 e 57.
- MENDONÇAS, K. R. *Sistema Microcontrolado de Aquisição, Detecção de Sinais Eletromiográficos*. [S.l.]: IFG - Jataí, 2013. Citado na página 41.
- NAJARIAN, K.; SPLINTER, R. *Biomedical signal and image processing*. [S.l.]: CRC press, 2005. Citado na página 41.
- NEJAD, T. M.; FOSTER, C.; GONGAL, D. Finite element modelling of cornea mechanics: a review. *Arquivos brasileiros de oftalmologia*, SciELO Brasil, v. 77, n. 1, p. 60–65, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 22.
- OLIVEIRA, D. S.; ROSA, S. S. R. F. Development and experimental evaluation of a national prosthetic foot. *IEEE Latin America Transactions*, IEEE, v. 16, n. 3, p. 741–747, 2018. Citado na página 49.
- OLIVEIRA, D. S.; ROSA, S. S. R. F.; NOLETO, L. G. Modeling and experimental evaluation in the new hydraulic turbine used in the amazon region. *Global Journal of Engineering Science and Research Management*, v. 2, n. 8, p. 57–66, 2015. Citado na página 24.
- OLIVEIRA, J. H. d. Proposta de amortecimento adaptável para muleta canadense. 2017. Citado na página 51.

RASK-MADSEN, C.; KING, G. L. Vascular complications of diabetes: mechanisms of injury and protective factors. *Cell metabolism*, Elsevier, v. 17, n. 1, p. 20–33, 2013. Citado na página 20.

RIBAS, A. et al. Desenvolvimento de um sistema de baixo custo para aquisição de sinal eletromiográfico. In: *XV Congresso de Engenharia Biomédica*. Foz do Iguaçu, PR, Brasil: [s.n.], 2016. p. 721–724. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 61.

RIBEIRO, J.; RODRIGUES, S.; BRASIL, L. Occlusion child derived from natural latex for amblyopia treatment. In: IEEE. *2013 Pan American Health Care Exchanges (PAHCE)*. [S.l.], 2013. p. 1–1. Citado na página 21.

RIBEIRO, J. A. et al. Development assessment of natural latex membranes: a new proposal for the treatment of amblyopia. *Materials Research*, SciELO Brasil, v. 20, n. 3, p. 653–660, 2017. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 36.

RIILLO, F. et al. Optimization of emg-based hand gesture recognition: Supervised vs. unsupervised data preprocessing on healthy subjects and transradial amputees. *Biomedical Signal Processing and Control*, v. 14, p. 117–125, 2014. Disponível em: <<https://app.dimensions.ai/details/publication/pub.1039717548andhttps://art.torvergata.it/bitstream/2108/93114/1/1-s2.0-S174680941400113X-main.pdf>>. Citado na página 41.

ROGERS, E.; LEINWEBER, M. J.; ANDRYSEK, J. Analysis of terrain effects on the interfacial force distribution at the hand and forearm during crutch gait. *Assistive Technology*, Taylor & Francis, v. 28, n. 4, p. 202–208, 2016. Citado na página 49.

ROSA, M. F. F.; RODRIGUES, S.; SOUZA, Ê. K. F. de. System complex bio inspired–mathematical modeling of human skin via bond graph. *Estudos Tecnológicos em Engenharia*, v. 10, n. 2, p. 49–56, 2015. Citado na página 37.

ROSA, S. d. S. R. F.; ALTOÉ, M. L. Bond graph modeling of the human esophagus and analysis considering the interference in the fullness of an individual by reducing mechanical esophageal flow. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, SciELO Brasil, v. 29, n. 3, p. 286–297, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 37.

ROSA, S. d. S. R. F. et al. Modeling of the human tibia bone using bond graph. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, SciELO Brasil, v. 29, n. 4, p. 329–342, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 37.

SANCHEZ, R.; MEDINA, A. Wind turbine model simulation: A bond graph approach. *Simulation modelling practice and theory*, Elsevier, v. 41, p. 28–45, 2014. Citado na página 21.

SILVA, J. Duarte da; LYRA, P. R. M.; LIMA, R. d. C. Fernandes de. Análise computacional do dano térmico no olho humano portador de um melanoma de coróide quando submetido à termoterapia transpupilar a laser. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 29, n. 1, 2013. Citado na página 30.

SILVA, P. J. da et al. Modelo de ensino de engenharia na visão multidisciplinar. 2005. Citado na página 16.

- SMERDON, D. Anatomy of the eye and orbit. *Current Anaesthesia & Critical Care*, v. 2, p. 286–292, 2000. Citado na página 30.
- STEVAN, J. et al. Circuit design for surface electromyography data acquisition. *IEEE Latin America Transactions*, IEEE, v. 13, n. 10, p. 3193–3200, 2015. Citado na página 41.
- SYSTEMS, M. L. *A Software user guide for EMG Graphing and EMG Analysis*. 2009. Citado na página 42.
- TING, D. S. W.; CHEUNG, G. C. M.; WONG, T. Y. Diabetic retinopathy: global prevalence, major risk factors, screening practices and public health challenges: a review. *Clinical & experimental ophthalmology*, Wiley Online Library, v. 44, n. 4, p. 260–277, 2016. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 35.
- TSUDA, N. et al. Visualization system of crutch walking based on internal sensors. In: IEEE. *2010 IEEEASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*. [S.l.], 2010. p. 19–24. Citado na página 50.
- VAROTO, R. et al. Can simple electronic instrumentation associated with basic training help users of assistive devices? In: SCITEPRESS-SCIENCE AND TECHNOLOGY PUBLICATIONS, LDA. *Proceedings of the International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies-Volume 1*. [S.l.], 2014. p. 259–264. Citado na página 50.
- VASSILEV, Z. P. et al. Diabetes, cardiovascular morbidity, and risk of age-related macular degeneration in a primary care population. *Investigative ophthalmology & visual science*, The Association for Research in Vision and Ophthalmology, v. 56, n. 3, p. 1585–1592, 2015. Citado na página 37.
- VERA-DÍAZ, F. A.; DOBLE, N. The human eye and adaptive optics. In: *Topics in Adaptive Optics*. [S.l.]: IntechOpen, 2012. Citado na página 23.
- WILKINSON, C. et al. Proposed international clinical diabetic retinopathy and diabetic macular edema disease severity scales. *Ophthalmology*, Elsevier, v. 110, n. 9, p. 1677–1682, 2003. Citado na página 20.
- WONG T. Y. AND CHEUNG, C. M. G. et al. Diabetic retinopathy. *Nature Reviews Disease Primers*, v. 2, n. 16012, 2016. Citado na página 20.
- YOUDAS, J. W. et al. Partial weight-bearing gait using conventional assistive devices. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 86, n. 3, p. 394–398, 2005. Citado na página 49.
- ZHANG, X.; HUANG, H. A real-time, practical sensor fault-tolerant module for robust emg pattern recognition. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, BioMed Central, v. 12, n. 1, p. 18, 2015. Citado na página 42.